

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平8-511448

(43)公表日 平成8年(1996)12月3日

(51)Int.Cl.⁸
A 61 B 5/11

識別記号 庁内整理番号
7638-2J

F I
A 61 B 5/10

310B

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全44頁)

(21)出願番号 特願平7-501994
(86) (22)出願日 平成6年(1994)6月6日
(85)翻訳文提出日 平成7年(1995)12月8日
(86)国際出願番号 PCT/US94/06313
(87)国際公開番号 WO94/28791
(87)国際公開日 平成6年(1994)12月22日
(31)優先権主張番号 08/074, 075
(32)優先日 1993年6月8日
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)指定国 E P (AT, BE, CH, DE,
DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M
C, NL, PT, SE), JP

(71)出願人 ニューロコム・インターナショナル・イン
ク
アメリカ合衆国、オレゴン州 97015、ク
ラッカマス、エスイー・ローンフィール
ド・ロード 9570
(72)発明者 ナシュナー、ルイス・エム
アメリカ合衆国、オレゴン州 97034、レ
イク・オスウェゴ、コー・レーン 4011
(74)代理人 弁理士 山崎 行造 (外1名)

(54)【発明の名称】 運動調整バイオフィードバック装置

(57)【要約】

面の組み合わせ体上の患者が運動、特に、ステップアップ、ステップダウン、階段の登り降り、着座状態から起立したり、座ったりする運動を行う間に、バランス保つ上で重要な調和、力、及び速度の技量を評価し、バイオ(生化学的)フィードバック訓練を行う装置と方法を提供する。装置は力検出プレート(12)を有する。力検出プレート(12)はその検出区域、すなわちその頂面に印加される力を測定し、その測定値を表す出力信号を伝達する。複数個の支持面(11)が力検出プレート(12)の検出区域に関して特定の位置に取り付けられていて、患者が支持面に及ぼした実質的に全ての力が検出区域に伝達されるようになっている。その複数個の支持面(11)は、ステップ、階段やシートを形成する。データプロセッサー(14)が力検出プレート(12)からの出力信号を受信し、患者が支持面(11)に及ぼした力の位置と規模の量を計算する。バイオフィードバック訓練を行うために、計算装置が計算した力の位置と規模の量と、運動目標に関する付加的な量をディスプレーするディスプレー装置が設けられ、それによって患者

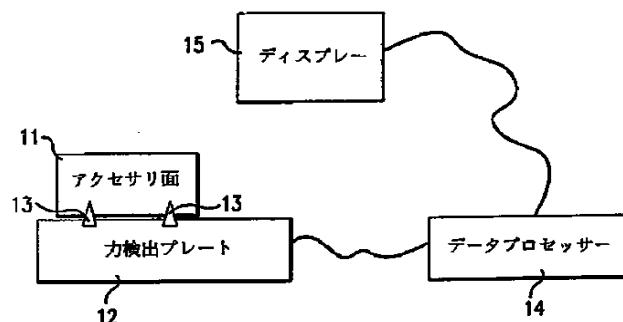


FIG.1

(2)

Y Ÿ W |

Y ` ē Ÿ
 P . g „ a † “ ^ fi Ÿ
 a A “ A y < x Z °] ī A o C Ÿ
 / A ^ fi † fi P ß o C I i Ÿ » w Ÿ
 o L A O L o Y Ÿ
 • o “ M ‘ B Ÿ
 o L o ~ L ° u Ÿ
 A † ‘ ~ O L X ° Y Ÿ † E Ø Ÿ
 • Ø / Ÿ
 o L “ o u ‘ o “ M Ÿ

(4)

Y % W | H

G ‡ " % œ ° u ■
 O L x ° G ‡ " ~ ç Ø g ■
 ° ... x ° a u > ^ fi ■
 O L ^ fi s / O L " ' A ■
 • Ø i
 O L o " M A - I ~ A ■
 " " y • " ■
 " £ ‡ © % ° P ' A " » © " ■
 K A y
 ^ fi w • Ø P ' A " » © " ■
 • Ø - ~ ' Y ~ ■

Y > Ÿ
 Z p Ÿ
 { > " s % L A K i o ' % L
 Ø K v " r % t ' o i o X j
 Ø % u ~ Ø
 > Ÿ
 1 j o X o C I t B [forceplate j p
 \$ ' ~ ¢ Ø l r " y • æ % t o w
 Ø % " forceplate j " v # E A g p # E ~ Ø
 L # E ~ ¢ Ø B - E s z p E
 p x R g [• Ø . o t B [Ø
 w | [g l u s | v o | R i P X V O Ø
 o ° - g D R s [^ Ø I ° Ø
 W R | V W X - P X W V N j L # E
 P R U C U W Q " l " > - " ~ Ø
 æ • Ø B @ Ø
 \$ ' ~ ¢ Ø # o X " A x ° Ø
 • " S ° u " ° ' ¥ I ¥ E
 " y • " K " ~ " S - " A " ° Ø
 ' A P E " ' a \$ ' ~ ¢ Ø l " y Ø
 ° a W ' ~ L # E Ø B P E
 • Ø ° v Z • Ø % " A " ' Ø
 " ¢ B # " - < , ' ° X " ' a Ø
 • Ø % " A Q ' " ' Ø
 2 j ... \$ o X ¶ » w Ø
 ... \$ o X ¶ » w I t B [h o b Ø
 P X U V N h A ' [' - Ø

‡	Æ	Ø	l		p	^	["	r	d	M	Y	ø	w		
B	@		Æ	~	fl	l	A	¶	»	w	I	t	B	[h	
a	-	£	°	u	u	ç	~	N	§							
N	[}				[g	"	X	r	d					
ç	Ø	B	»	Æ		Æ	.	A		E	i	~	-	o	■	
o	t	B	[h	o	b	N	M		'	£	^	[■		
r]		d		'	fl	§							
C	'			~					S	C	P	Q	Q	C	W	
t	B	[h	o	b	N	p	ç	~	A	§	'	~	ç	Ø	‡
•	Ø	B	@	~	u		L		~	ç	Ø	B	-			■
§	ø	i		'			...	"	d	o		'	A	'	■	
d		o	I	¥	f	•	Ø	ø		>	l	-	C	■		
@	~	f	B	X	v	[Z	p	"	'	"	E	-	"	■	
}		"	£	~	¶	»	w	I	t	B	[h	o	b	N	
n	[}		u	~	Ø	@	~	fl	l	A	c	'		■	
°	u		u	ç	ø			~	‡							■
ʒ	j	o		X	~	^	fi	"	§							
"		o	°		'	f	~	A	S	'	~	ç	Ø	‡	■	
Ø	ø				p	'	¥	"	Z	p	"	'	'		Ø	B
ø	^	fi	"	"	u						~	ç	Ø	B	»	Æ
-	~	"	>	‡		^	fi	"	£	•	Ø	-	/	i	h	
j	A	A	T		^	T			[V		A	i			■
p	I	b	N	X	t	H	[h	V	A	I	b	N	X	t	■
R		u	,	"			Æ	Ø	B	'		A	-	Æ	■	
	ɛ	-		Ø	B	-	Æ			o	x	[X			■
"	s	K	-		Ø	B	"	"	"	A	-	Æ		^	■	
g	"	°	u	•	Ø	^	[Q	b	g	v	z	•	Ø		■
B																
§	'	~	ç	Ø	l	^	fi	°	"	£	•	Ø	i	Æ	'	

L	t	fl	Ø	β	@	-		Ø	B	»		u	€	'		■	
g	j	b	N	E		f	B	J		E	G	W	j	A		■	
m	E	O	t	i	b	c	f	j	-	Ø	B	-			■		
"	Ø	n	[h	E	G	A	~	"	L	u	K	v	~	• ■		
u	"	"		o	C		°	u	A	-	I		o	•	■		
o	X		•	Ø	°	"	L	■									
i4	j	x	O	r	[^	n	[}	"	L		%	•	■		
	[g	"	o			X	P	β		u		I	K	■		
†	‡		,	.	I		S	%	"	Ø	%		s		■		
u	g	i	^	v	i		T	W	"	A	T	T	R		T	T	■
.	o	t	B	[h	o	b	N		•	"	Ø	β	@	■		
P	β	•	Ø	%			p	¢		€	~	¢	Ø	B	V	■	
n	r	e	[V			¶	v	i	U	S	"	A	P	U		
]	Æ			c		.	I	"				■		
@	v	Q	~	B	»	...	æ	'	/	-	"	A	...	g	§		
~	¥	z	•	Ø	o		X	¶	»	w	I	t	B	[h	o	■
[N	b	N			Ø	u	g		i	~	n	r	■		
	S	O	O	-	A	P	X	W	W	j	u	p	¤	h	fi	¶	
X	^	X	~				X	^		X		L	«		■		
i	D			Ø	u	g		i	~	n	r	e	[■			
Q	-	A	P	X	W	X	j	u	N	§		o			■		
fi	ł	°	v	Q	~	B	§	'	~	¢	Ø	‡	¶	»	■		
...	/	~	~	~						"		€	Ø	■			
	Æ	Q	v	i	u		g	A	s	D	A			W	■		
E	x	[o	j	i	Q	W	P		Q	W	S	-	A	P	■	
h	o	b	N				Ø	p	¤	w		o	°	P	β	L	■
X	g	t	D	A			Ø	u	p	¤	~			Æ	Q	v	■
b	g	K	[g	A	W	[W	E	'	[E	x	[■		

(10)

	'	"	L	»	¢	~	"	œ	॥	¤	¥	‰	W		☒
fi	#			P	ß	#	"	Ø							• ¢ ☒
o	Ø	P	ß	s	/	‰				#	t				~ ¢ ☒
															XAb ☒
}	E	g	E	o	[m			t	O	n	E	X	E	C N ☒
	S	Q	Q	V	d	A	u	X	[p	[X	e	b	v v ☒
A	[v	^		T	U	R	W	d	"			€	Ø	B ' ☒
~	~	¢	Ø			»	-	«	Ø		/		P	ß	• ☒
^	fi		W	"	L	A	^	fi	°		f	B ☒			
¢	>	'	,	»	¢	~	"	#			...	r		x	☒
d		~	f	~	o		X				/]	ξ	☒
Ø	u			~	¢	Ø	B	E	f	.	A	~		-	
R	E	C		^	i	V	i	E	C	N	"	»	¢		

(11)

u	A	%	¢	"	X		‡	°	a	z	u	-	■	Y	‰	W		■
t	b	g	v	[g	°	u	~	"	~	§	~	Q	■				
"	£	•	Ø	B]	'	~	-		u	"	A	‡	■				
X	"	£	A	»		°	f	B	X	u	■							
'	"	£	»	¢	~	"	A	...	r	C			■					
"	"]	ξ	A	P	ß	•	Ø	u		■							
E	C	N	X	g	~	e	B	E	V	X	e	v	"	A	«	■		
"	"	y	•	‡	,	¶	£	"	"	"	£							
i										j	■							
Ø	Œ		»	"	"	£	-	«	Ø	/	"	'	■					
l	V	[A	q	N	¥	'	^	k	K	E	O	[■				
'	W	C	g	E	V	X	e	v	~	A	J	■						
u	f	I	E	A	N	e	B	u	E	}	'	w	C	■				
[o	C	I	f	b	N	X	E	f	B	J	E	V	X	■			
X	E	}	'	W	C	g	E	X	g		X	E	g	■				
Œ	~	¢	Ø	B	-	Œ	S	~	u	"	A	fi	■					
]	ξ	A	P	ß	•	Ø	/	"	'	~	¢	Ø	"	A	■			
Ø	£]	ξ	A	P	ß	•	Ø	/	"	"	'	■					
X	"	•	Ø	†	a	~	"	Z	p]	ξ	■						
'	"	£	-			[g	"	A	q			■					
A	•	Ø	"	°	"	"	£	•	Ø	"	"	£	u	■				
Œ	~	¢	Ø	-	^	¢	/			[g	-	"	A	■			
"	"	•	Ø	‰	"	'	g	p	~	¢	Ø	B	u	■				
"	A	R	R		S	O	-	A	P	X	V	X	L	‡	Œ	■		
q	A	[^	t	«		q	'		§	ξ	a	"	■				
*	Ø	^	fi	"	"	u		f	~	¢	Ø	B	E	f	■			

(12)

(13)

} P V " } P T f • P β α fl Ø █
 f • B
 } P W " ‡ " O < X e b v A b █
 " ^ fi < x ° ¶ » w I t B [█
 } P X " ‡ O < X e b v A b v █
 B X v [█
 } Q O " K i o Ø P β s ` ~ ¢ Ø █
 r ` ~ E ॥ æ ' A - • Ø " █
 [█
 } Q P " K i o Ø P β s ` ~ ¢ Ø █
 r ` ~ E ॥ ॥ æ " ^ < x ^ fi W █
 } B
 { E
 { > { E E . A ‡ " X e █
 A q ' § ɛ a " ` ॥ ॥ E . A ‡ " X e █
 A o X • Ø t a A " A Y ^ x █
 o b N P β • Ø u " ^ f E Ø B D █
 ¢ ` ~ ‡ " o X ^ fi E █
 " E ‡ E ~ f B X v [‡ E A ‡ " █
 ‡ t a A " A Y ^ fi < x • Ø fi █
 " E A ^ C - s / - ^ " - " - < █
 N æ æ • Ø ॥ A o X ^ fi █
 < Ø
 } P " { > D ¢ { E S ~ █
 f ‡ E ~ ¢ Ø / A P ' A " i ^ █
 o v [g P Q i • " ɛ A " j , Ø
 ‡ " x ° P P a - § ɛ A < Y █
 N Z T ¥ ° " o v [g P Q - █

	%	"	"	"	O	V	[g	P	Q	'	B	#	E	Ø	Y	%	W		
Ø	{	A	-	"	#	"		Ø		<<	E			m						
O	V		[g	P	Q		}	[N	t	*	-	~	"					
}	[N	"	A	N	Z	T	Y	°	P	P	~	"	O	V					
N	Z	T	Y	°	P	P	"	"	O	V		[g	P	Q					
			~	"	A	#	"	"	O	V		[g	P						
Ø	-	~	-	<<	Ø	B	-		/	"	Y	<	"	"	"					
B	*	"	?	A	A	N	Z	T	Y	°		~	"	°						
	φ	B																		
f	[^	V		Z	T	[P	S	"	A		s	Z	P					
v	[g	P	Q	'	"				æ	-		Ø	M						
N	Z	T	Y	°	P	P	x		#	E	~	\$	~	~	φ					
	#	E	Ø	°	u	~	"	K	"		•	Ø	°		A					
"	a	q	°	u	~	"	K	"			•	Ø	V	Z	#					
fi	W		*	Ø	t	'	I	"												
"	O	V		[g	P	Q		*	Ø	A	N	Z	T						
P	Q	*	A	N	Z	T	Y	°	P	P		}	[N		°				
A	f	[^	V	Z	T	[P	S	"	"	O	V		[
"	S	°	u				*	Ø	t	'	I	"	°	~	A	e				
Ø B																				
f	B	X	V		[u	P	T	"	A	#		g							
P	P		G		~	φ	Ø		"		~	~	Y		#					
f	B	X	V		[*	Ø	B	f	B	X	V		[u					
A	"	»	E	"	a	°														
	Z	b	g	A	b	v	i	q		S	~	j								
	{	>			E	'		D			φ		{	A	"	A	Q			
	"	~		%	L	*	Ø			A	o		X			*	Ø			
	b	N	P	β		S		"	Ø	-			Ø	B	,	Q		f		

~	"	Ø	B	Y	^			T	S	,	>	•	Ø	■	■		
o			X	,	x			Ø	-	-	"	Ø	B	■	■		
~	Y	^		,		ø	■										
}	Q		{	E	~	~		g	p	'	¥	"	°	■	■		
f	#	€	~	¢	Ø	B	#	"	"	'	a	}	[N	■		
u			~	~	œ		P	°	u	U	P	-	§	'	B	■	
Z	T	°		}	[N	°	u	u	>	~	A	#	■	■		
«	A	•	"	ξ	E	«		"	'	°	'	a	■	■			
°	u	u	>	~	A	#	"	R	°	u	U	R		°	■		
i	ß		«	ø	,		«		•	Ø	~	A	■				
}	V		f	•	f	B	X	v	[u	"	A	T	^	■		
v	^	fi		s	/				€	ø	J	[¥		O	■	
Z	T	¥	°		P	P	A	y	}	[N	V	Q	"	■		
Ø	B	-	V	R	"	i	«	X	e	b	v	A	b	v	^	■	
B	V	S	"	¶	«		"	'	°	'	a	ø	ø	'	■		
>	-	J	[¥		O		¥	~	¢	Ø	B	■				
°	u	¢	ø	a	J	[■										
}	W		f	•	f	B	X	v	[u	"	i	«	■			
W		f	B	X	v			[•	Ø	B	h	^		W	■	
~	€	ø	i		«	X	e	b	v	A	b	v	^	fi	■		
~	¢	Ø	B	D		¢	h	^		"	A	#			■		
-	«	Ø	B	E	f	.	A	h	^	c	ß	i	@	■			
"	L	>	"	Ø	/		#		P	ß	•	Ø	-	~	■		
,	>	•	Ø	~	A	#	"	X	e	b	v	A	b	v	^	■	
	Ø		/		#			Ø									
}	R	A	}	U		»	€	...	€	f	•	o	«	A	i	■	
A	-	æ	'	/	X	P	V	W	[t]	•	Ø	■		
«	A	i		«	X	e	b	v	-	E		^	fl		s	■	

¶ » w I t B [h o b N P ß s " / - █
 ~ f . A ¶ » w I t B [h o b N
 c r ° u " X e b v A b v ^ fi s / █
 v - E o X Z ° P ß • Ø █
 c ° u ' ^ fi J n A - φ ~ " - ° █
 • █
 A N Z T X e b v ° " ' Y ° ~ █
 Y - Ø B A N Z T ° " ' Y ° █
 u . ~ X § ~ N - • - ° █
 - " P ß L φ « Ø B " ' ~ % L █
 - « Ø ° ' " Ø Ø B " ' ~ A N █
 - ~ ' f Ø % " • Ø " L ° A Y █
 ~ f B X v [• Ø - " A / % ° A Y █
 • █

a K i a f

} X f • { > ° { E " A K █
 a Z °] ð A P ß • Ø I █
 T K i P P " " ' ° P Q a L t fl █
 fl Ø % x P R " " ' ° ' L █
 ° " ' ° a - L I z u • Ø B " █
 x X U A Y R x X V Y f # █
 s / ~ « « D φ u « Ø f • █
 A N Z T K i " a q x L █
 - ~ " - « Ø " A - E Q ' i " K █
 ° p I E █
 } X { E g p • Ø o « K i o

B	-	^	fi	i	K	-	"	A	s	<<	i	X	e	b	▀	
a	~	A	K	i		P		x		u	>	B		Q	▀	
~	A	N	Z	T	¥	°	}	[N	°	u		u	>	▀	
"	Ø	B	‡	"			«	i	E	«	j	"	'	x	▀	
>	B	K	i		P	x	'		K	i			Q	▀		
	R	x		o	Ø	‰		A	-		«					
	x		u	>	V	[P	X	"	‰		‡	€	▀		
"	E	r		s	r	~	•	▀								
.		‡	"	i	ß		K	i	a	,	^	fi	s	▀		
fi	€	~	fl	l	J	[¥	"	..				O	▀		
~	£		fi	•	Ø	L	"	A	O	"	»			▀		
/	¢	>	'	'		"	"		‡	€	Ø	B]	▀		
s	/	~	«	D		¢	^	fi	W	"	}	P	R	▀		
A	R	'	h	^		▀										
a	q		K	i	a	,	^	fi	L	V	[P	X	▀		
«	X	e	b	v	_	E	^	fi		s	/		^	fi	▀	
s	"	/	-	~	"	'	¥	"	Ø	B	K	i	"	~	i	
¶	»	w	I	t	B	[h	o	b	N	J	[¥	A	^	
i	a	,	^	fi		s	/	€		g	p	‰			▀	
x	a		œ	°	u		~		A	K	i					
	~	~	ØB													
A	N	Z	T	K	i	x	°	"	'			¥	°	▀		
'	¥	-	Ø	B	A	N	Z	T		K	i	°	"	'	▀	
X	u	,	~	X	S		~		N	-	•					
'	~	P	ß	L	¢		«				‰	▀				
-	«	Ø	°	'	"		€	Ø	B	"	'	~	A	▀		
«		'	~	'	f		€	‰	"	•	Ø	"	L	▀		
fi	W		A	^	fl	~	f	B	X	v	[•	Ø	—	▀	

◦ E D
b — q — L — A — q — S

A Y r ~ Y . u " A N S ^ fi ■
 ^ fi - " A ‡ " - " - a - ... ■

B

C " ~ x

a q { E " o x • Ø t a ■

ß ß @ ~ u ~ ç Ø B - € ■

[ß @ p ç ~ ‡ " a q x ^ ■

x] ð A P ß • Ø - ~ " - « Ø B ^ ■

ß @ " A X e b v A K i o Ł A V [g A ■

- € e A N Z T i } R A } P O A ■

/ ~ • Ø Ø

} P W f • f B X v [u " A ‡ r ■

~ ~ f B X v [• Ø B ... ■ Ø

. A % † P W Q " " " ~ f € Ø ■

[u D ç { E - " A ... † " ■

~ A % † " ■

} P W f • f B X v [u " A } ■

s r " ~ ~ ç Ø " K " • Ø ■

" s r " A N Z T X e b v ° G %

~ o > • Ø B s r " A N Z T X e b v ■

• Ø ~ A s r " " d P o o " a ■

v ° G ~ d P ^ Q S ■

‡ " s r - » s d x f A ... f ■

¢ " ¢ € / A ° l X e b ■

y • " " d T O - " ■

} P X f • f B X v [u " A ° ■

¢ A [^ ^ " ~ < x ^ fi W P X P f

w << ‡ " ‡ " " X e b v A b v ■

Ø	/	†	•	Ø	-	~	"	-	«	Ø	B	Æ	f	.	■		
~	A	#	"	»		s	r	a	«			"		K	■		
P	X	P	i	ß	i	@	,	>	•	Ø	~	A	#	■	■		
P	ß	#	Œ	A	A	[^		u	~	"	v	"	■	■		
/	#	"	P	ß	#	Œ	Ø	B	^	fi		W		■	■		
-	~	"	Œ	w	§										■	■	
	}	Q	O	f	•	f	B	X	v	[u	"	A	}	■	■	
		X	e	b	v	A	b	v	•	Ø	^	fi		■	■	■	
Q	"	L	•	Ø	"	K	"			•	Ø	°	O		■	■	
Ø	R	i	x			K	i		p	¢	Ø	Œ	A	s	■	■	
	d	"	£		^	%	"	o	"	¶	¶	Ø	B	"	■	■	
	^	%	"	o				"	A	K	i		x	■	■	■	
	}	Q	P	f	•	f	B	X	v	[u	"	A	K	■	■	
E	r	D		¢	"	~	<	x	^	fi		W	f	B	■	■	
P	Q	"	T	^	I	"	°		#			s	r	~	a	■	
O				^	¢	~	¢	Ø	B	}	Q	P	^	fl	W	■	■
Q	P	T	A	y		u	~	"	v	"	+	t	•	Ø	■	■	
	~			%	e	~	fl	l	A	#			s	■	■	■	
A	y		~	#	C	#	•	Ø	/						■	■	

	P	T	f	•	/	A			N	S	^	fl	■			
r	e	X	"	>	•	Ø	"	°	O			f	B	■	■	
~	fl	l	"	f	B	X	v	[u	p	¢	Ø	-	~	■	■
			o	•	^	a	£	A	fl		>	#	Œ	■	■	■
P	O	O		•	f	Ø	"	o	•	-	~	"	>	A		■
d	T	O		•	f	A	-	¢	~	o	£	^				■
}	Q	O	f	•	f	B	X	v	[u					■	■
A			N	S	^	fl		s	/	Q	{	r		■	■	■
X	v	[•	Ø	-	~	"	-	«	Ø	B	A	[^	■	■

| N S ^ fi s / E % O
 " O ' o > A d T O 七
 AE " Ø B
 ¶ » w I t B [h o b N f B X v [■
 " A X e b v _ E A K i " 七 A Y
 • Ø - ^ ■
 Y } E

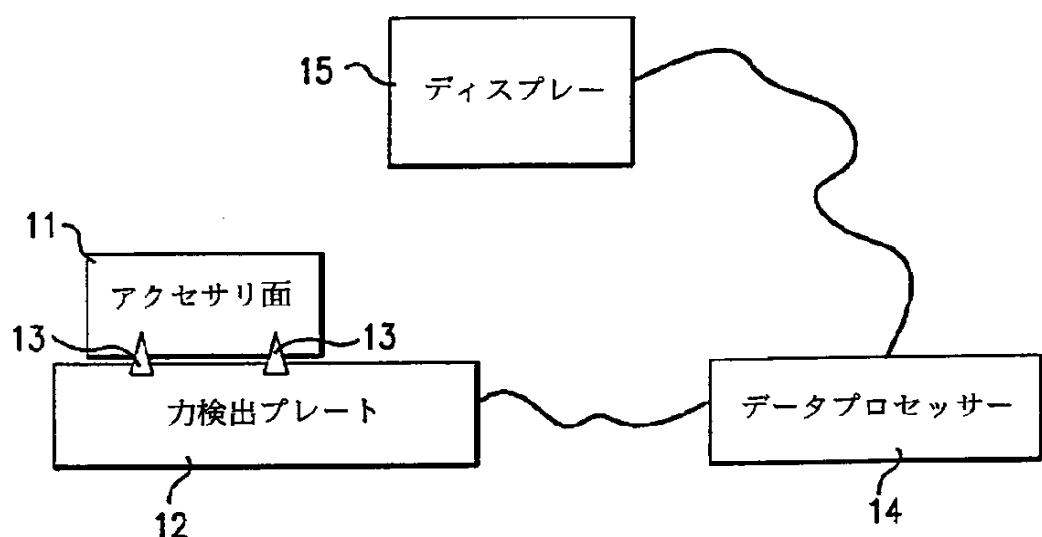


FIG.1

Y }

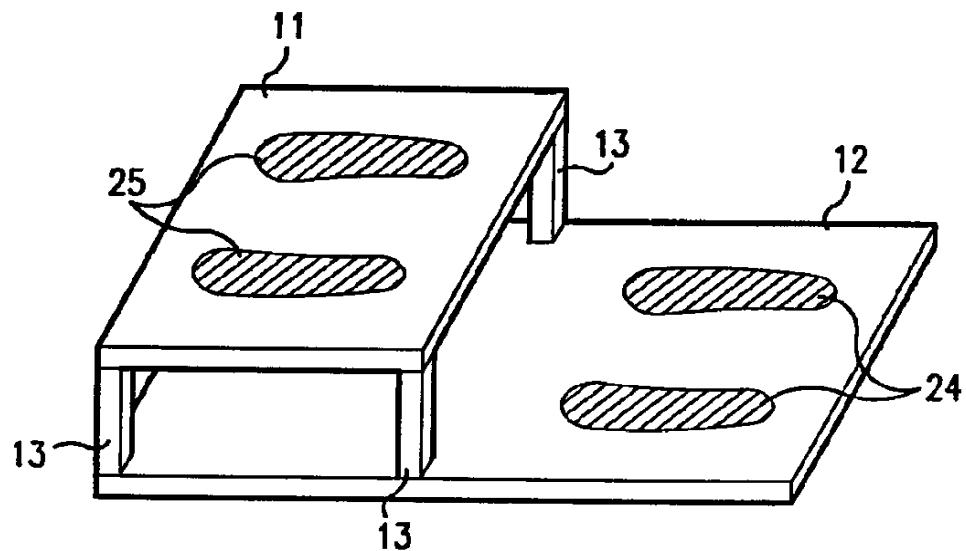
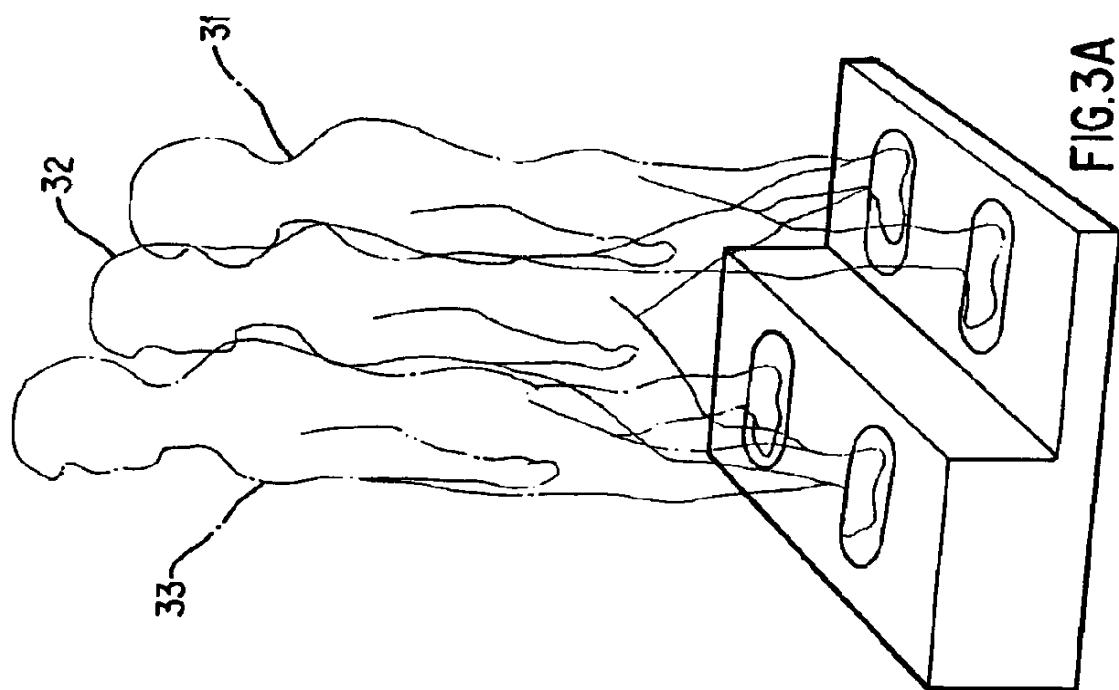
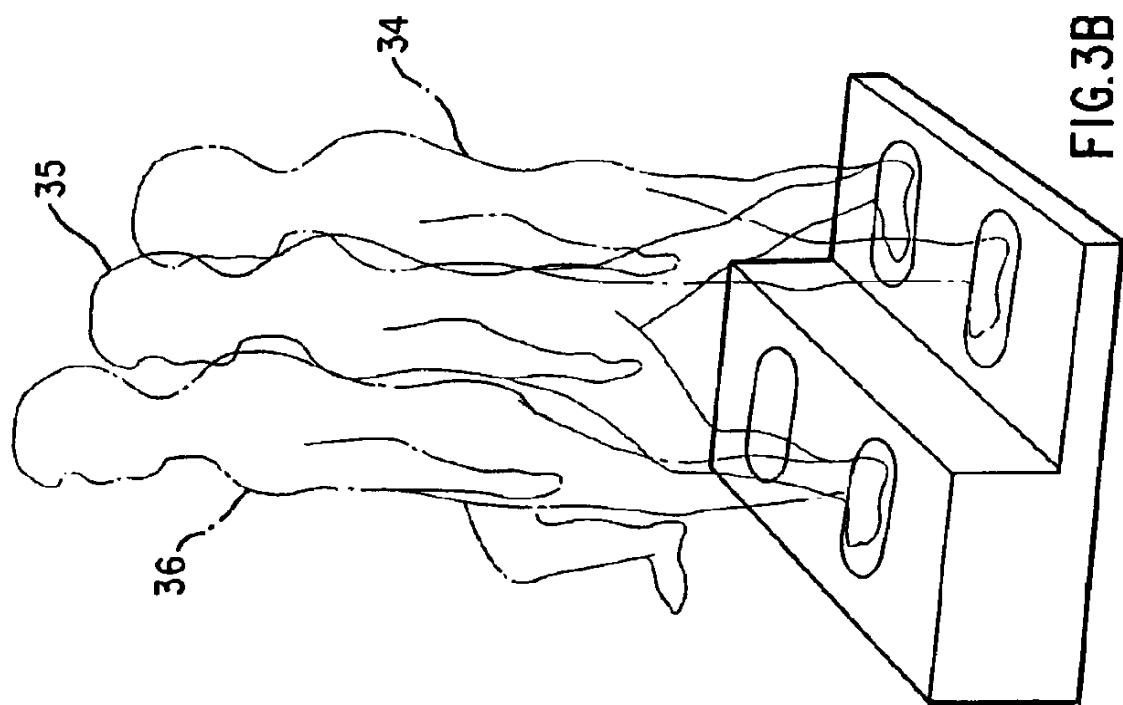


FIG.2

Y }



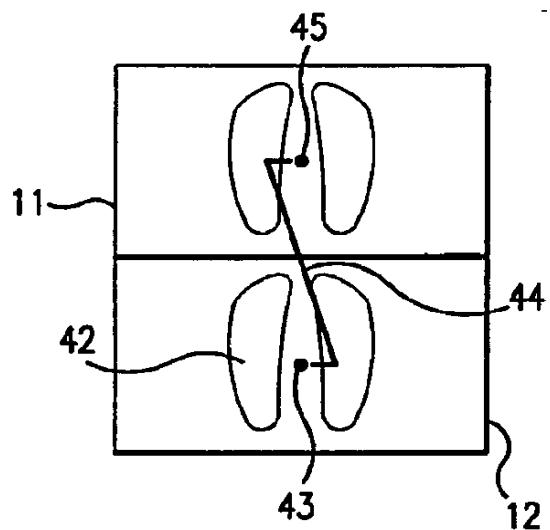


FIG.4

Y } Z

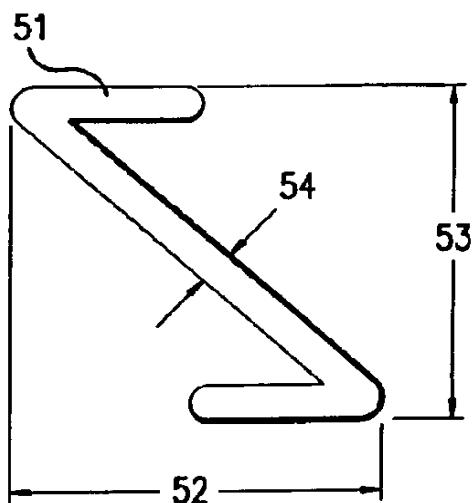


FIG.5

Y }

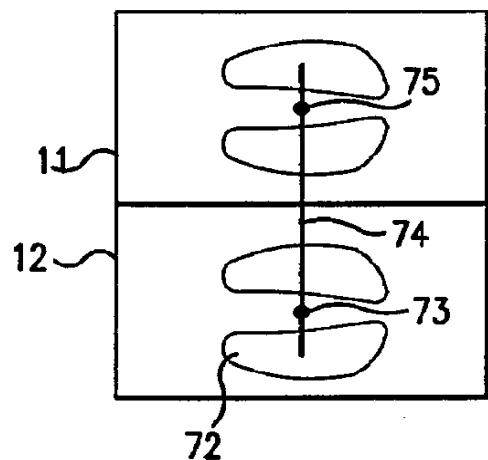


FIG.7

Y }

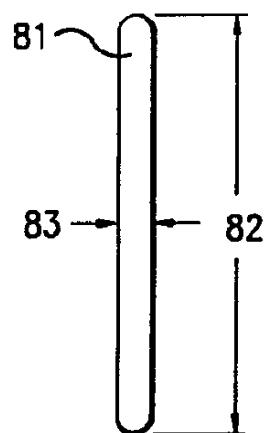


FIG.8

Y }

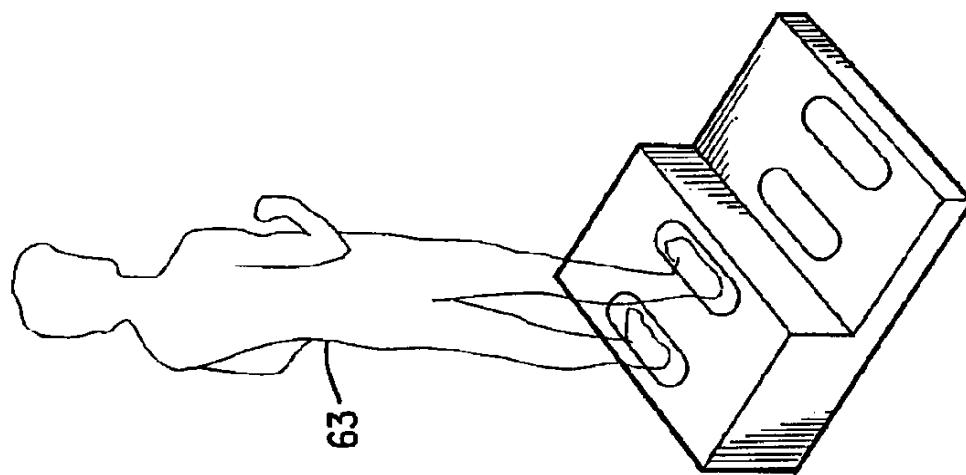


FIG. 6C

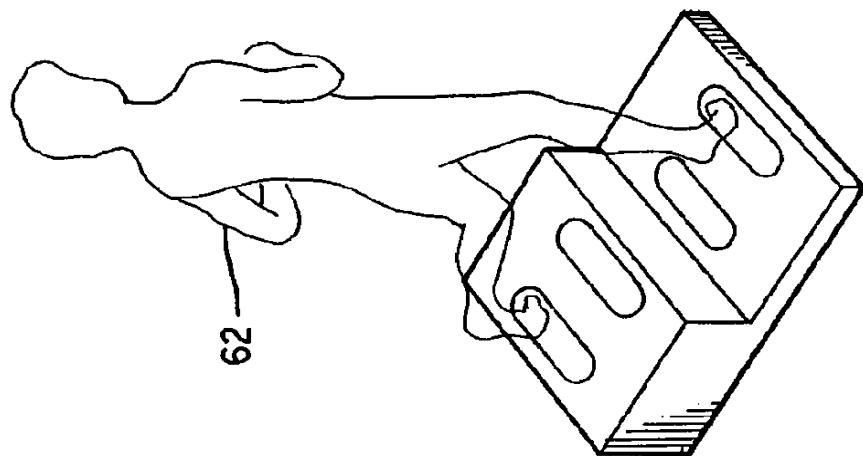


FIG. 6B

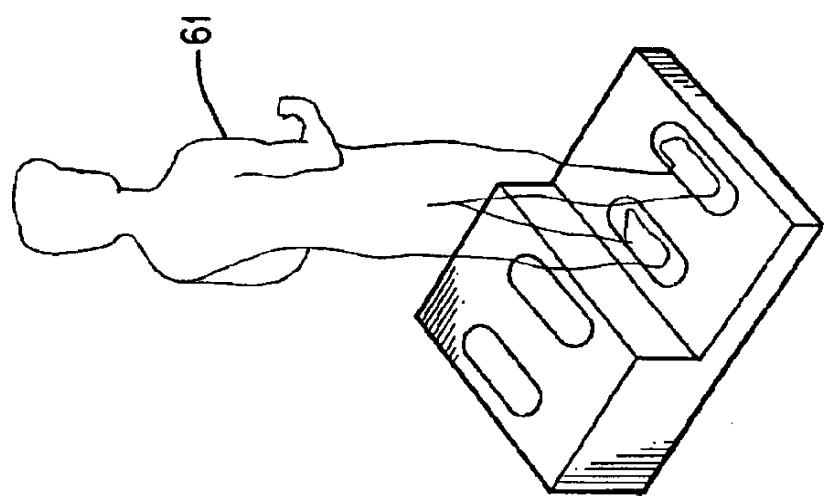


FIG. 6A

Y } X

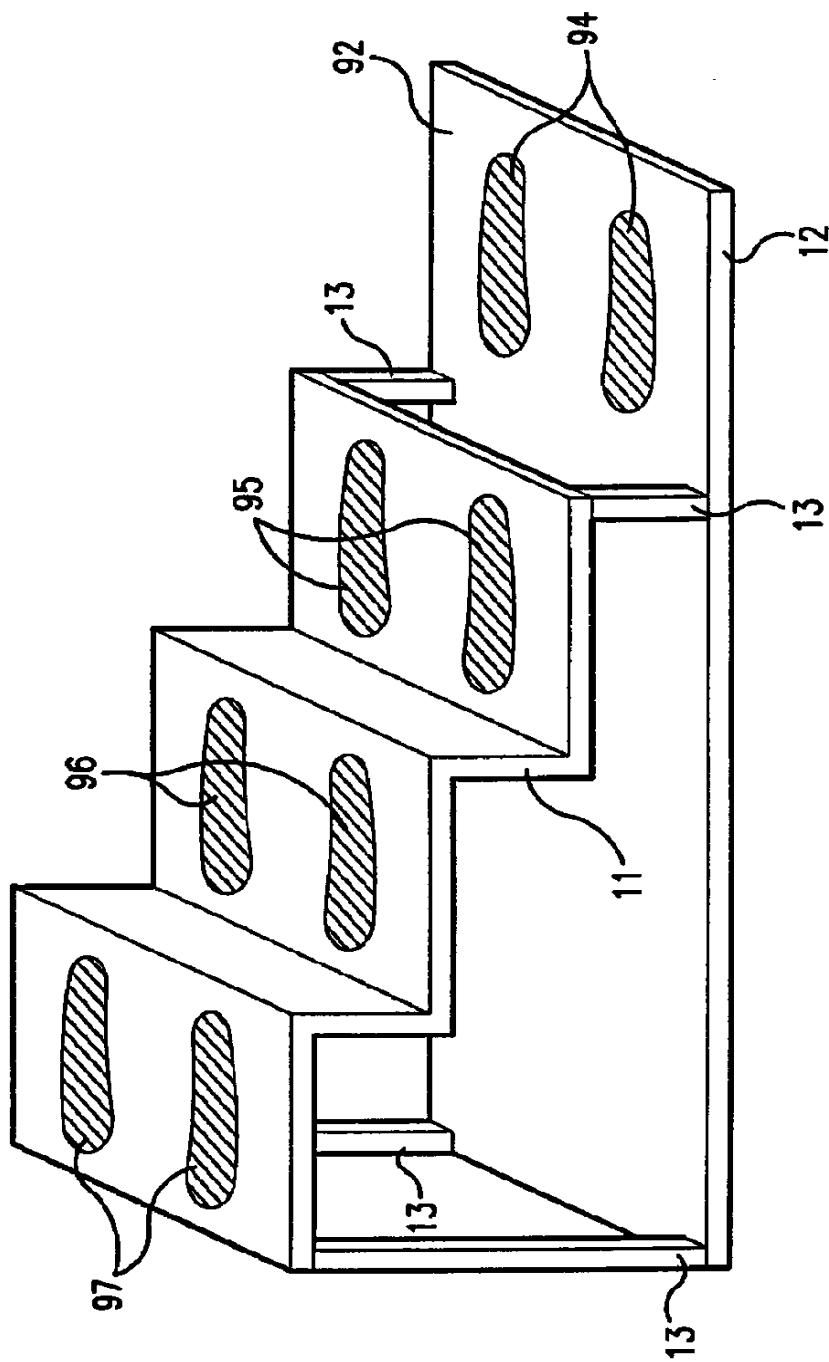


FIG. 9

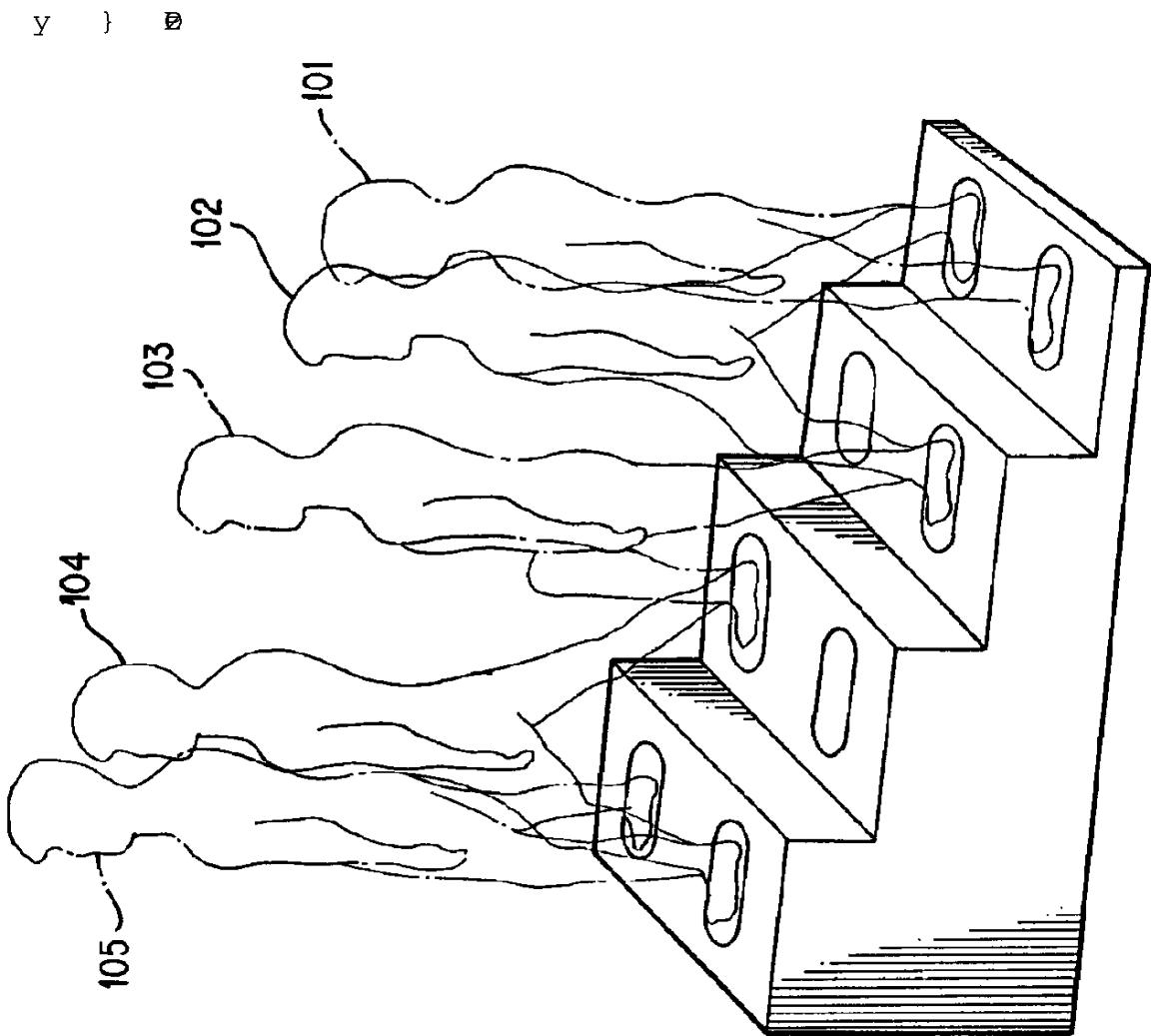


FIG. 10

Y }

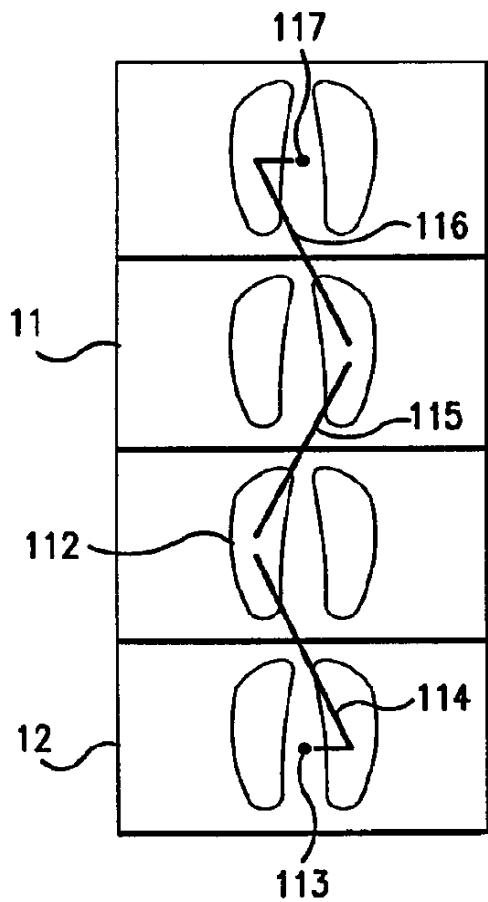


FIG.11

Y }

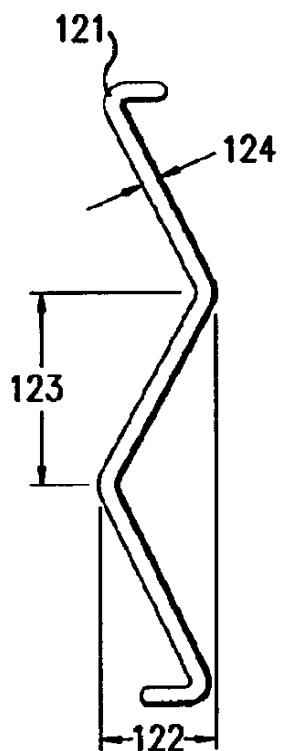


FIG.12

(35)

Y } R



FIG.13

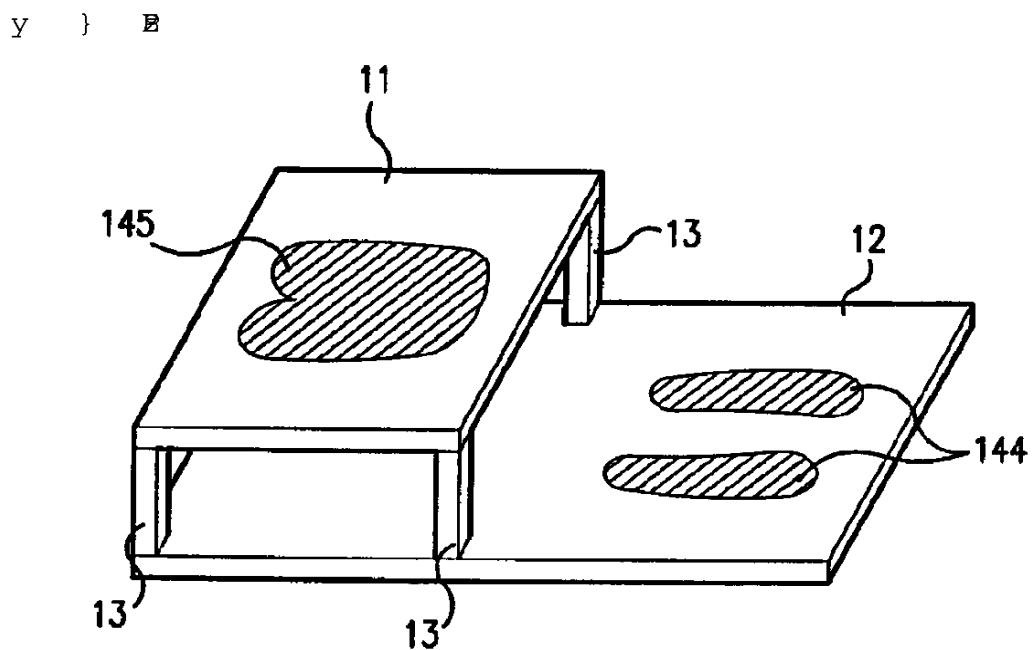
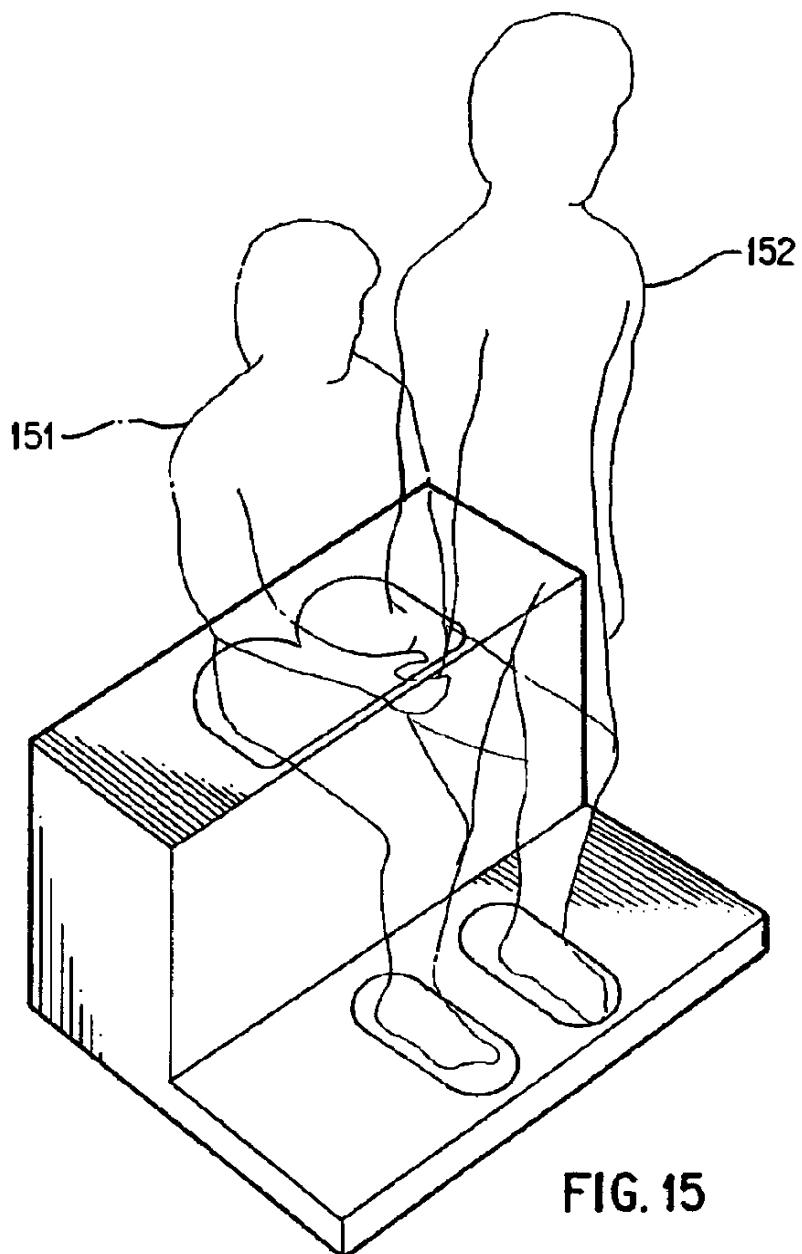


FIG.14

Y }

W

**FIG. 15**

Y }

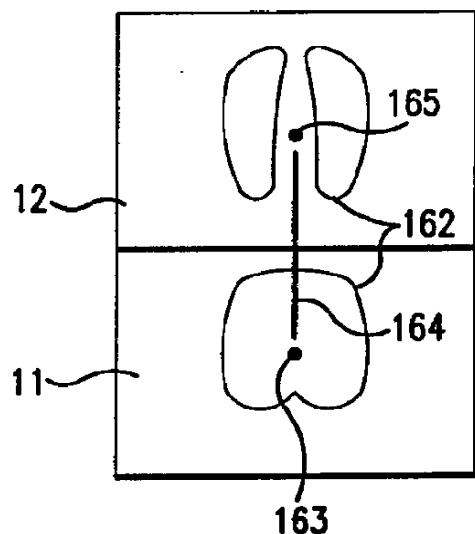


FIG.16

Y }

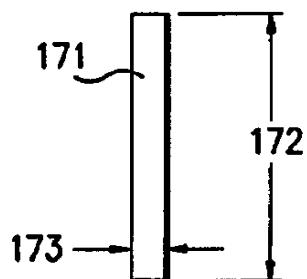


FIG.17

Y } 図

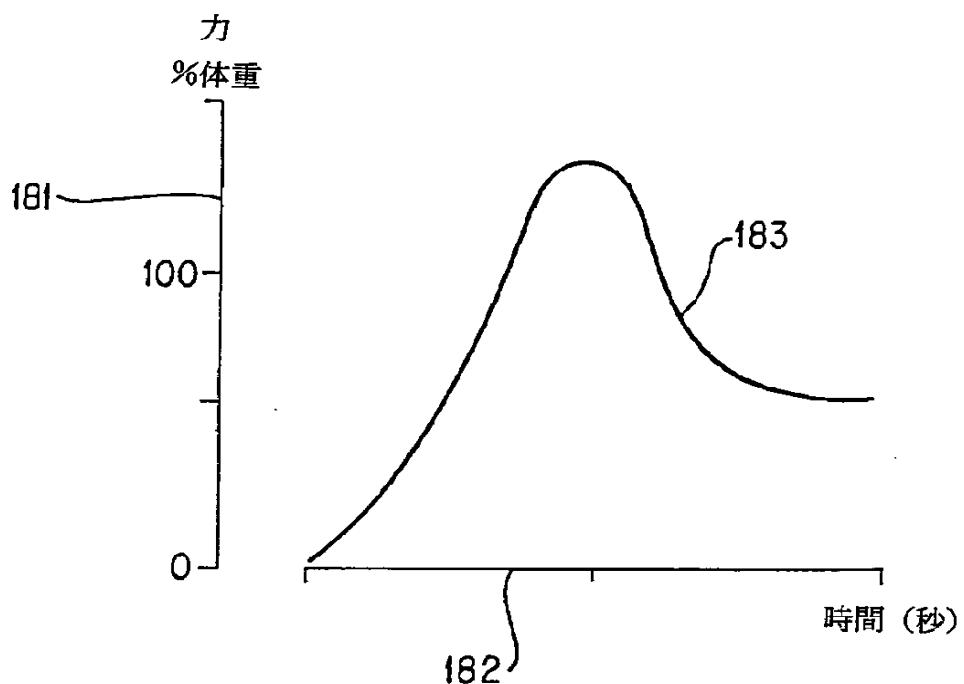


FIG. 18

Y } 図

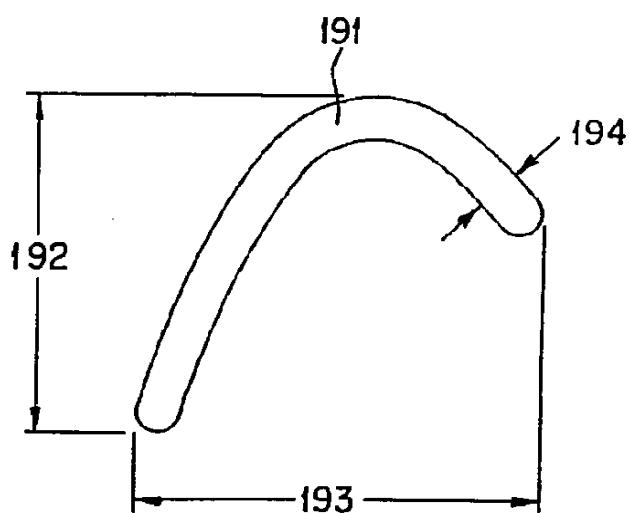


FIG. 19

Y } Q

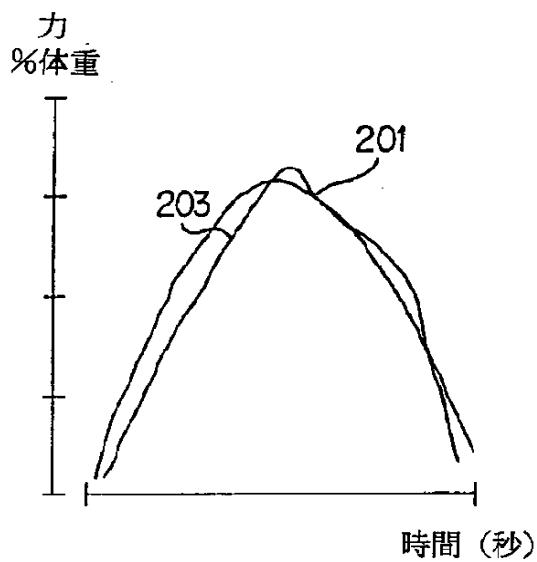


FIG.20A

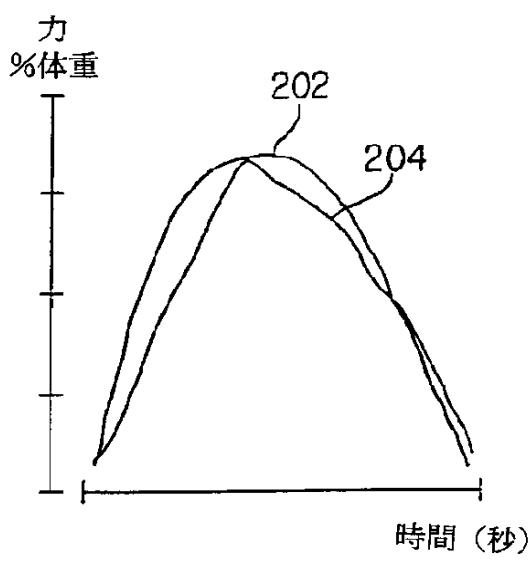


FIG.20B

Y } QB

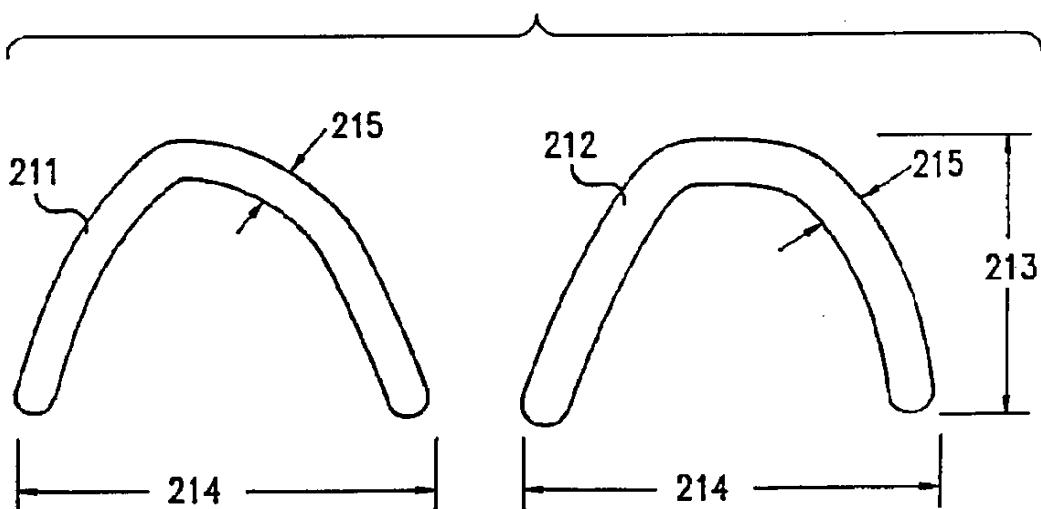


FIG.21

Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 94/06313

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 5 A61B5/103

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 5 A61B A63B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US,A,4 986 534 (MEIER ET AL.) 22 January 1991 see column 4, line 8 - column 8, line 2 see figures ----- -/-	1,5

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *B* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

E document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 October 1994

Date of mailing of the international search report

18.11.94

Name and mailing address of the ISA
European Patent Office, P.O. Box 3013 Pottenlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Telex 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Chen, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l Application No
PCT/US 94/06313

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>PHYSIOTHERAPY, vol.78, no.12, 10 December 1992, LONDON, GB pages 907 - 913 SACKLEY ET AL. 'The use of a balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weight-transference problems after stroke.' cited in the application see page 909, left column, line 4 - right column, line 9 see page 910, left column, line 35 - page 911, right column, line 17 see figures 1-5 ---</p>	1,2,5-7
A	<p>ENGINEERING IN MEDICINE, vol.8, no.1, January 1979, LONDON, GB pages 33 - 40 ELLIS ET AL. 'forces in the knee joint whilst rising from normal and motorized chairs.' cited in the application see page 34, left column, line 21 - page 35, right column, line 6 see figure 2 ---</p>	1,5-7
A	<p>ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION, vol.70, no.10, October 1989, US pages 755 - 762 WINSTEIN ET AL. 'Sthading balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults.' cited in the application see page 757, right column, line 18 - page 758, right column, line 26 see figures 1,2 -----</p>	1,5-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int'l Application No
PCT/US 94/06313

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-4986534	22-01-91	NONE	-----

Y æ ° z ' @ P V P Y ' 蔡
 Y " z 蔡
 Y > s œ z % < P R N T P 蔡

Y ¥ z ¥ 蔡
 Y ¥ œ z % < W N P Q 蔡
 Y N ° z
 Y o L z ' L 蔡
 Y ' ¥

A61B 5/11

Y e h

A61B 5/10 310 B

手 続 様 正 書

特許庁長官 段

平成12年12月7日

1 事件の表記

平成7年特許第501994号

2 捕正をする者

名 布 ニューロコム・インターナショナル・インク

3 代 理 人

住 所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号

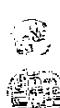
相互永田町ビルディング8階

電話 3561-9371

氏 名 (7101) 介理上 山崎行造

同 所

氏 名 (7603) 介理上 木村博



4 捕正対象書類名

明細書及び請求の範囲

5 捕正対象項目名

明細書及び請求の範囲

6 捕正の内容

別紙3訂正明細書のとおり。

訂正明細書

運動調整バイオフィードバック装置

技術背景

本発明は歩行したり、階段を登ったり、所ったり、あるいは着座位置から起立する際に必要な脚の平衡感覚(バランス)の調整をし、腰の力量、鍛成度を評価するための装置と方法に関する。

発明の背景

(1) バランスのバイオフィードバック(生体自己制御)訓練での力板の使用

立っている人の脚が及ぼす力、これらのがとその人の平衡感覚の関係を測定するため力板(forceplate)が設置され、使用されていることは公知技術に多く記載されている。これらの先行技術の例としては、ナッシュー・L. M. の「人間の振動をコントロールする感覚ノードバック」(マサチューセッツ理工大学レポートMVT-70-3 (1970) 及びブラック・T. O. 等の「人の筋肉脊椎組織のコンピュータによる選別方法」(同属機関学術誌、第87卷、783-788頁1987年)に記載されている。更にペリッヂの米国特許第4,136,682号社人が歩くようになっている力板と、その人の運動に関する情報を処理する方法を開示している。

立っている患者のバランスは、支持面上の脚の位置に関して脚が支持面に及ぼす力の中心位置の力の量に特徴的に表れる。しかし单一の力板上に立っている人が及ぼす力の規模と力の中心点は、力板の支撑面の座標によって決定される。しかし、单一の力板上に立っている人が及ぼす力の規模と力の中心位置は力板の支撑面との座標によって決定される。单一の力板上に立っている患者のバランスに関する量を計算するためには、力板に関する2本の脚の位置を知らなければならない。患者が片足ずつを別々の力板上乗せて立つと、バランスに関する量を計算するためには、2個の力板相互間の位置情報が付加的に必要となる。

(2) 立位バランスのバイオフィードバックの訓練

立位バランスのバイオフィードバックの訓練を行う最も古い方法と装置は、1967年にロンドン、チャーチル公社発行の「筋肉反射、筋肉知覚、内耳前庭

のメカニズムに関するシバ(CIBA)基盤構造シンポジウム(8月10日)にデラック A. V. S. が発表した「筋肉疲労に関する筋肉疲労」に報告されている。

ベグビー医師の研究では立っている間の筋肉疲労をモニターするために柔軟なプラットホームが用いられている。立っている患者が前後に、後方に、あるいは側方に振動すると、脚とプラットホーム支持面の反力を支持面を振動する筋肉に作用する方向に強められた。この動きを電位差計で測定すると、患者の筋肉の筋肉疲労に関する信号の出力が得られる。しかし、ベグビー医師が説明した測定方法とバイオフィードバック装置は、患者が脚を固定位置に置いた状態で行う点に限定された。

ベグビー医師の報告によれば、プラットホーム装置でバイオフィードバックを用い、それによればオシロスコープが患者の二つの星を表示するようになっていく。第1の星はプラットホームの揺みの程度を表示し、これによって患者は自己自身の筋肉の方向と筋肉を見ることができる。第2の星は目標となる筋肉位置で、この位置は患者に振れの目的位置を与えるものである。報告ではプラットホームとバイオフィードバック装置が内耳前庭(vertebra)のバランス障害をもった患者がともすれば不正確な振舞姿勢をとるものであるが、それを実質的に減少し得たことができた点を記載している。

立っている患者の2本の脚間の重量分布を修正するように患者を訓練する方法と装置は、「神経組織と関連の循環術」マイアミ、シンボニア・スペシャリスト(フノールズ、W. S. 編集)197-215頁(1973年)で、1973年にハーマン、R. G. が「脚の運動制御における感覚増大フィードバック」に記載されている。

ハーマンのレポートは各脚の平衡感覚をモニターするための数種の独立した形態の力測定装置を述べている。更にレポートは患者に負荷の分布状態を感覚的にかつ感覚的に表示する方法を記載している。このバイオフィードバック装置表示装置は周波数変調音信号と個別に測定可能な信号光線のフレー(配列)を共えている。オーディオバイオフィードバックによって音の周波数は、選択した脚の荷重が増大し、或いは減少するのに応じて増大し、或いは減少した。照射され

る光線のパターンは脚の荷重の信号の変化に変化された。ベグビーの装置と方法の場合と同様に、バイオフィードバック負荷訓練法、患者が両足を支持面上の固定位置に置いて起立した状態で行われた。

クーマンのレポートは更に脚の荷重の臨床訓練に関する装置と方法を記載している。それによれば、筋肉、骨格と神経学上の障害をもった患者は、感覚、又は規定のフィードバック信号を特定のターゲット範囲にもたらすことによって、任意の脚に所選の荷重をかけるようにして訓練される。

ツチヤ等の米国特許第4, 122, 840号「人体の平衡機能分析装置」は、ノードバックを用いて、立っている患者の2本の脚間の荷重の分布状態を訓練する方法と装置を記載している。この装置は両足に加えられる荷重を測定する独立した複数個の垂直な荷重検出器と、特定のターゲット荷重信号に関する実際の荷重を規定的で表示するための発光ダイオードのフレーとからなる。力の測定方法とディスプレー技術に豊かな相違点があることを除けば、先のベグビーとハーマンの部とバイオフィードバックの方法と非常に類似している。ベグビーとハーマンの装置と方法と同様に、ツチヤとオオニシの特許は脚を支持面上の固定位置に置いた状態にして患者を立たせるように規定されている。

(3) バランスと運動制御するその他の技術

力検出面に加えて、立っている患者の運動を行う間に測定する量を測定し表示するためには利川可能な技術が幾つかある。いくつかの製造業者は視覚をベースにした運動分析装置を販売している。それによれば、患者の脚を力検出面上に置くことなく患者の運動を測定するようになっている。二つの例として、カリフォルニア、サンタコサのモーションアナリス社のエクスパートビジョン装置と、英國オックスフォードシニアオックスフォード・メディコグ・システム社のバイコン装置が挙げられる。しかし、これらの技術は力検出面よりも実質的に確かに不適当である。なぜなら、これらの運動分析技術はかなりの時間が掛かるし、身体が位置するターゲットを計算するには専門的な知識が必要とするからである。

立っている人の運動量を測定する今一つの可能な技術は、力検出装置を靴に取り付ける方法である。その装置の一つの例は、オランダ、ツバーガンのインファ

トロニック・メディカル・エンジニアリングが販売しているコンピュータ・ダイノ・グラフ(CDG)である。この種の装置も、日常的な臨床使用では身体を戴せるハーデウェアと測定装置を必要とする欠点をもっている。加えて、この種の装置は人間の位置を連続的に軽易に脱離する装置をもっていないので、患者のバランスに関する量を測定するためには使用できない。

(4) ベグビーとハーマンが記載した原則的な概念に基づいて、かなりの研究レポートがバランス訓練装置の臨床的適応について述べている。バランス訓練は卒中患者を対象的に立てるために行われる。フントテッド、G. T. 等による「身体治療」(第58巻、553-559頁)の「脊柱的運動を達成するための感覚フィードバックを導入させる方法」参照。同様な装置は大脳疾患をもつ幼児を訓練するために用いられている。シーガ、B. R. 等による「身体装置とリハビリテーション文庫」(第64巻、130-162頁、1983)の「半身不随の大脳疾患を伴つ幼児に対する歩行」を模倣するバイオフィードバック治療法」参照。その他二つの研究では、半身不随の患者のスタンスと歩行の安定性を再構築するバランスバイオフィードバック治療が用いられている。シマムニーカーク等による「身体装置とリハビリテーション文庫」(第69巻、395-400頁、1988)の「姿勢運動バイオフィードバック: 半身不随の患者のスタンスと歩行のスタンスの安定性を再構築する効果」、ウインストンC. J. 等による「身体装置とリハビリテーション文庫」(第70巻、755-762頁、1989)の「足立装置のバランス訓練: 半身不随の成人のバランスと運動の効果」参照。立っている患者のバイオフィードバックで訓練するためのその他の研究として次のものが挙げられる。クラークA. H. 等による「姿勢と歩態の障害」(フラン、T. 等の編集) (シェットガート、ジョージ・チーム・ペーティ) (281-284頁、1980) に記載されている「感覚フィードバックによる姿勢と歩態への有効性アプローチではないか?」、ショブストU. H. による「姿勢と歩態へのアプローチではないか?」、ジョブストU. H. による「姿勢と歩態へのアプローチ」(フラン、T. 等の編集) (シェットガート、ジョージ・チーム・ペーティ) (277-300頁) に記載されている「姿勢学のバイオフィードバック訓練上のパターンと概念」、ハーマン、K. F. 等による「姿勢と歩態の障害」(フラン、T. 等の編集) (シェットガート、ジョージ・チーム・

ペーティ) (295-298頁、1990頁) に記載されている「姿勢学の臨床応用: 身体のトラッキングとバイオフィードバック訓練」及びハーマン、R. G. 等による「身体装置とリハビリテーション文庫」(第73巻、734-744頁、1992) の「視覚フィードバックを用いて連続的にバランス訓練の治療を反復する恒定訓練法」である。

最も最近の臨床的研究は、サックリー、C. M. 等による「歩行中の体重を支え体重を分散させる治療においてバランス運動モニターを用いる方法」(「身体治療」第78巻、907-913頁、1992) に示されている。この記事は患者がフットプレート上の定位位置に立ち、椅子からフットプレートに立上がり、2個のフットプレートの間で体重を分散させ、片方の脚を床のレベルに置き、他方の脚をそれよりも高い位置に置いて行う訓練方法を記載している。

サックリー等の記事によれば、体重を確々の脚の高さで分散する間に、及び椅子から立ち上がる間に脚にかかる体重の変動の測定とバイオフィードバックディスプレーについて最初に記載しているが、そこには示されている装置と方法は、患者がそのような運動を行なう間の患者のバランス量を測定しディスプレーすることとはできない。それはこの装置は2本の脚の位置に関する力の中心位置を計算する装置を欠いていないからである。特に、ディスプレー室の計算に最も操作では、フットプレート上の脚の位置や、フットプレートの位置を考慮にいれる上にはなってない。

サックリー等の装置と方法では、座った状態から立ち上がる運動を行なう間のバランスに関する運動量を計算してバイオフィードバックディスプレーを行なうことしかできない。なぜならば、装置は、骨骼が椅子の裏面に及ぼす力を測定する手段を備えておらず、患者の体重の一部が椅子の座面に支持されていると患者のバランスの量を測定できないからである。加えて、表示された量の計算に左右操作は、椅子の表面に関するフットプレートの位置を考慮しないようになっている。

(5) バランスのバイオフィードバックと運動訓練を行なうための沿用

かなりの製造業者は日常生活を機械的に行なうようにするために、立った運動を患者に訓練させる器具を販売している。この種の臨床装置は、段差や階段を登る訓練を行なうための森谷試験可能なステップを含む。例えば、ニューヨーク、

マウント・バーノンのフラグハウス・インクが販売している「ザ・ステップ」型番号 227E、「スーパーステップ」型番号 8362E、「ワン・サイド・チェア」型番号 638E が示されている。しかし最近出版されている、生活上で立っている状態を実現できるように訓練する器具は、患者のバランス運動や、患者に運動目標を測定し、運動量をディスプレーする装置を具えていない。

いくつかの製造業者は患者の両脚を支持面との固定位置に置かせて立たせ、体重に対してバランスを保つように評価し、バイオフィードバック訓練を行わせる装置を販売している。例えば、米国ではオレゴン、クノラッカマスのニューヨコム・インターナショナル・インクが製造している「バランスマスター」装置は、力板を用いて患者の身体の両足に加えられる重心（COG）を力板からの位置によって測定する。この COG は床面の選択した 1 個、又は複数個のターゲット位置とともにビデオモニターに表示される。該装置で操作する場合は、患者は COG を 1 個、又は複数個の連続したターゲット位置に歩移動するよう指示される。評価のモードでは患者が COG をターゲット位置に歩移動する場合の速度と性格が測定される。

テスシー、チャタヌガのチャタヌガ・コーポレーションのチャタヌガ・ディビジョンが製造している「バランス・システム」は、4 個の垂直な力測定フレートを用いて各脚の前部と後部に加わる体重のハーセンテージを測定する。この装置のフィードバックディスプレーと訓練操作は、両足に関する体重の位置を表示するヨーのターゲットがその他のターゲットに向ってビデオモニターにディスプレーされる点でニューヨコムの装置に類似している。

米国のエセックス、CM5TL の SMS ヘルスケアは、「バランス・パー・フォーマンス・モニタ-」（BPM）を開発している。この装置は 2 個のフットプレートと 1 個の視覚ディスプレーをもっている。各フットプレートは全体重と体重の前後配分を計算するようになっている。両フットプレートは可動で、種々の位置に、或いは種々の高さの上面に配置できる。しかしコンピュータ装置は、2 個のフットプレートの位置とは独立して 2 個のフットプレート間の体重の合併状態のみを測定する。従ってこの装置は、患者が種々の運動を行う間の患者のバランスを測定し、その量をディスプレーするようにならっていない。

かなりの製造業者は、両腕の任意の関節、両脚の任意の関節の所持の力と運動範囲を評価し、訓練する装置を販売している。ニューヨーク、ロッキンゴマのルメックス・シンクのシベックス・ティビジョンが製造している「シベックス・イクストリミティ・システム」は、足首、膝、及び臀部を含むいくつかの四肢の関節が及ぼす患者のねじり力を測定してディスプレーする。患者が力を不動の負荷（isometric = 筋大）に対して加え、開閉を急速で運動させる場合にその力を測定できるようになっている。同様な四肢の力の訓練装置がテネシー、ヒクソンのチャタヌガ・グループ・インクによって、「キントロン・マルチジョイント・システム」として、カリフォルニア、ウェスト・サクラメントの「リオ・アクティブ・マルチジョイント」として、ニューヨーク、シャーリーのバイオディスク・メディカル・システムズ・インクによって「バイオディスク・マルチジョイント・ストレンス・トーンニング・システム」として販売されている。これらの全ての装置は、筋効率的運動を行なう間に、四肢の四肢の力を評価し、訓練するようになっているが、いずれの装置も立った状態で体重に因る装置を評価し、訓練するようになっていない。そしていずれの装置もバランスに関する鍛錬と力の技術を評価し、訓練するようにならっていない。

かなりの研究レポートは、椅子に座ったりし椅子から立ち上がったりすることに因る力の量を測定する力測定装置をえた椅子に関して記載している。知られている最も古い研究レポートでは、立上がり運動を行なう間に、誰の力を分析するために力板を使用している。「エンジニアリング・メディスン」第 8 卷、33-40頁、1979 に記載されているエリス、M. L. 等による「通常の椅子、ヨー付きの椅子から立ち上がる際の膝関節における力」参照。最も最近のレポートは、椅子と床の間に力板を配置し、全ての力と運動の特徴を分析する運動分析装置も具えている。例えば、「ジャーナル・オブ・シエロントロジカル・メディスン」第 4 卷、91-98頁、1991 に記載されているナアレクサンダー N. B. 等による「椅子から起立する：運行生体力学に関する年齢と機能能力の効果」参照。しかし、これらのレポートによる装置は、椅子に座っている患者から立ち上がる際の患者の運動をバイオフィードバックするようには設計されていない。

(6) 青景技術の要約

力測定器を用いて、両足を固定位置に置いて立っている間に、支持基盤に因して両足が及ぼす力の分布状態を測定し、その測定値をバイオフィードバック表示し、バランス状態を訓練することは公知技術として確立されている。この公知技術は次の 2 点を含む。

(ア) バイオフィードバックによってバランス訓練に適応させる数多くの臨床研究

(イ) いくつかの製造業者が製造した患者を定位周に立たせたバランスのバイオフィードバック訓練を行なう装置

しかし、現在の技術で利用可能な力板測定装置をベースにしたバイオフィードバック訓練装置は、主として、患者が両足を固定位置に於て患者が運動を行う場合に有用である。両足を固定位置に置くことなく、段差を登ったり、階段を登ったり、椅子に座ったり、椅子から立ち上がりたりする場合のように、往々運動課題を遂行する間に、患者のバランスに対する量を評価するために、視覚運動分析技術を用いることは可能である。しかし、これらの視覚運動分析技術は、直角であり、しかも非常に高度な技術的装置と測定手順を必要とし、それらは主流の臨床訓練の応用には非常に複雑である。

現在の技術ではバイオフィードバック訓練装置は、実際に四肢の運動を行う間に四肢の力を評価するためにも利用できる。しかし、これらの装置はいずれも主に脚に体重を加えた状態で脚と力の技量を評価することはできない。そしてこれらの装置はバランスに適してこれらの技量を訓練することはできない。

発明の説明

本発明は支持面の組み合わせ体上にいる患者が運動を行う間に、バランスを保つことに関して有益な運動制御力、速度の技量を評価し、バイオフィードバック訓練を行なう装置と方法に関する。本装置は、例えは力検出フレートのような力検出装置を有する、力検出フレートは主としてその箇所である腰椎区域に加えられる力を検出し、測定した力を示す出力信号を伝達する。患者が複数個の支持面に及ぼす実質的に全ての力が力検出フレートの検出区域に伝達されるように、検出区域に因して複数箇所の支持面が最終的位置に取り付けられている。データプロ

セサーが力検出フレートからの出力信号を受け、患者が支持面に加えた力の位置と規模に応する量を計算する。バイオフィードバック訓練が行い得るよう、計算装置によって計算された位置と規模の量をディスプレーし、運動目標に関する付加的な量をディスプレーする装置が設けられ、よって患者は運動課題を遂行しながら患者はこれらの量を見ることができる。

本発明の好ましい実施例では、患者が脚の一部を置くための好ましい位置を示すために支持面にはマークが付されている。一実施例では、複数箇所の支持面は力板の頂面と共平面をなす肩・胸、及び力板の斜面の区域の一部分を含み、これによつて肩・胸のステップやシートが形成される。他の実施例では、複数箇所の支持面は一連の相互に重なり合わない階段状の面を有し、これらの面は相互に、かつ、力板の頂面と異なる平面をなして、力板の正面から上方に漸進的に距離が大きくなるようにならべられている。

患者はその身体の一部、又はそれ以上の部分を支持面に接触させた初期位置に置かれ、続いて訓練台を用いて運動を行なうように指示される。この場合、支持面に接觸している身体部分は訓練台によって上昇され、続いてその身体部分は一方の支持面の別の位置に置かれる。患者が支持面に及ぼす力の位置と規模に関する 1 回、又はそれ以上の計算された量を追跡的にディスプレーし、同時に運動目標に対する 1 回、又はそれ以上の量をディスプレーすることによって、患者はバイオフィードバックを用いて運動訓練を行なうことができる。

本発明は日常の臨床使用のためになされたものであり、従つて視覚運動分析や 1 回以上の力板を使用することによって及ぼされる費用と複雑な操作上の要求を回避している。

同回の説明

図 1 は本発明の好ましい実施例の基本的な要素を示す図。

図 2 は二つの高さの表面間を登つたり降りたりしながら、バランス練習を評価し、訓練するため用いる本発明の好ましい実施例を示す図。

図 3 (3 A 及び 3 B) は図 2 に示す実施例に従つた患者前内きのステップアップ訓練台を示す図。

図 4 は図 3 に示した訓練台に用いられるバイオフィードバックディスプレー装置

置を示す図。

図5は図3に示す訓練台での運動目標をディスプレーしている状態を示す図。図6（6A、6B及び6C）は図2に示した実施例に従った患者横向きの訓練台を示す図。

図7は図6に示した患者横向きの訓練台に用いられるバイオフィードバックデノスプレー装置を示す図。

図8は図6に示した患者横向きの訓練台での運動目標のディスプレー装置を示す図。

図9は取り外し可能な勾配段階を用いた本発明の今一つの実施例を示す図。

図10は図9に示す実施例に応じた患者前向きのステップアップ訓練台を示す図。

図11は図10に示す患者前向きのステップアップ訓練台に用いられる運動目標をディスプレーしている状態を示す図。

図12は図10に示す患者前向きのステップアップ訓練台での運動目標をディスプレーしている状態を示す図。

図13は患者横向きの訓練台での運動目標をデノスプレーしている状態を示す図。

図14は取り外し可能な付属シート面を用いた本発明の又に今一つの実施例を示す図。

図15は図14の実施例に応じて使用する着座位置から立ち上がるための訓練台を示す図。

図16は図15に示す訓練台に使用するバイオフィードバックディスプレー装置を示す図。

図17は図15に示す訓練台における運動目標を表示するディスプレー装置を示す図。

図18は患者が前向きのステップアップ訓練台で訓練されている際の主要な脚の力と運動速度の量をバイオフィードバックディスプレー装置を示す図。

図19は患者前向きのステップアップ訓練台での力と速度の運動目標の運動デノスプレー装置を示す図。

図20（20A及び20B）は階段を登る訓練を行っている間に、主要な脚によって、続いている後続の脚によって得られた二つの連続する力の軌跡をバイオフィードバック表示している図。

図21は階段を登る訓練規約に従い、主要な脚及び後続の脚のための運動強度及び速度の実行目標の表示を示す図。

実施例の説明

本発明の実施例によれば、患者がステップや階段を登ったり、椅子に座ったり、椅子から立ち上がりたりするようなバランス運動と、運動強度を遂行する間に、バランスに関する満足感、力、及び運動速度の接戻を評価し、バイオフィードバック訓練する装置がえられる。好みらしい実施例では複数個の表面をもつた構造によって患者はバランスと運動の課題を遂行することができる。患者の運動は測定されてディスプレーされ、患者はバイオフィードバック情報を提供する。患者の調和、力、及び運動速度に関する運動とその量を測定するために、これらの測定をリアルタイムで行うことができる。患者に有用なバイオフィードバック情報を提供するために、バランス運動目標に関してディスプレーすることができる。

図1は本発明の好みらしい実施例の全てに共通する諸要素を示している。図1に示されているように、1脚、又は複数脚の支持面11からなるアクセサリが力検出ブレート12（すなわち、力板）の頂面（突出区域）に取り付けられている。患者は支持面11の上で立ち、足踏みしたり座ったりする。位置固定子13がアクセサリ表面を力検出ブレート12に固定する。アクセサリ表面11に印加された力は力検出ブレート12に伝達される。患者に彼の脚を高くべき場所、又はある実施例では患者が座るべき場所を判断するために、アクセサリ表面11と力検出ブレート12にマークを付すことができる。（いかに記載する実施例では、マークはアクセサリ表面11と力検出ブレート12の西方に沿って並んでいる。アクセサリ表面11は力検出ブレート12の全面を覆うようになることもでき、場合によろては、患者が力検出ブレート12に直接ステップしないでよいようにすることもできる。このような構成は以下の実施例と同様に付与することができる。すなわち、アクセサリ表面を再下位の力検出ブレートと併用なものと考えればよい。）

データプロセサー14が、先行技術に関して述べた計算方法のように、力検出ブレート12からなる情報である信号を受けて、両足を力検出ブレート12ヒアケセサリ表面11に支持されて立っている患者によって力検出ブレート12に印加された位置と力の規模に関する量を逆算的に計算する。ディスプレー装置15が上述の位置と力の規模に関する計算された量をディスプレーするとともに、運動目標に対する付加的な量をディスプレーする。

力検出ブレート12に対するアクセサリ表面11の位置、及び力検出ブレート12とアクセサリ表面11のマークの位置はデータプロセサー14に入力されて、データプロセサー14は力検出ブレートとアクセサリ表面上のマークに対する力の中心位置に関する付加的な量と、足元によって及ぼされた力の規模を計算する。

ディスプレー装置15は、患者の身体の力検出ブレート12とアクセサリ表面11に接触している部分によって及ぼされる力に関する1脚、又はそれ以上の量をディスプレーする。ディスプレー装置15は、運動目標に関する付加的な1脚、又はそれ以上の量をディスプレーする。

A 一歩後の益々跳り（ステップアップ及びステップダウン）

本発明の一歩の好みらしい実施例は、2倍の高さの異なる面間を登ったり、降りたりする間のバランスに関する親和技量を評価し、バイオフィードバック訓練を行わせる点にある。図2に示すように、取り外し可能な段差のあるアクセサリ表面11が力検出ブレート12上に取り付けられている。力板の面上の特定位置に位置固定子13が取り付けられる。力板24とアクセサリ25の表面特定位置に付されたマークが好みらしい配置位置を表示する。

図2の実施例に従ったセッティングされた患者前向きの訓練台が図3に示されている。患者は両足を前向きにして力板の支持面のマークに関して好みしい位置である初期位置（第1位置）3-1に立つ。患者が左に踏み出す足（左足）を力板支持面から上げて、アクセサリ表面のマークの位置に置くと、患者は第2位置3-2に位置することになる。患者が次の足（右足）を力板支持面から上げて、アクセサリ表面のマークの位置に置くと、患者は第3位置3-3に位置することになる。訓練台を引の字様で反復する場合には、第1位置3-4と第2位置3-5は上述の状態と同一である。患者は左足で立ち第3位置3-6を保つ。

図4に示すディスプレー装置は力板の面上の位置に関する力の中心位置に関するカーソル線をディスプレーする。力板12、アクセサリ表面11、及びマークの位置がデノスプレー上に概略的に表示されている。点4-3は左足を上げる前の典型的な患者のカーソルの位置を示すものである。2番の線4-4は左足を力板の位置から上げた時間から、右足もアクセサリ表面11に置くまでのカーソルの軌跡を表している。点4-5は、次の足をステップ面に置いたときのカーソルの位置を示す。もし図3に示すステップアップ訓練台を別の機器で使用する場合には、カーソルは中心位置に戻ることなく、むしろ軌跡はカーソルを左足マークの中心に試して終了する。

図5に示すディスプレー装置は前向きのステップアップ運動を行うときのバランス運動目標をディスプレーする。Z型の区域5-1は典型的で通常の腰筋され、バランスのどれかの前向きのステップアップ運動を行うときのカーソル軌跡に基づいている。好みらしい2型のバランス運動目標の大きさは患者のバランス運動の特定の要素を訓練するためで測定できる。例えば、Z型区域5-2の横方向寸法を減少させると、ステップアップする間に正面の横方向筋肉を減少させながら患者がバランスを維持し得るよう患者を訓練することになる。これに対して、Y型区域の横方向寸法5-3を増大すると、患者の歩幅を増大するよう患者を訓練することになる。Y型区域の幅5-4を減少すると、ステップアップする間に患者の横方向バランスの精度を高めることになる。もし別のステップアップ装置をとるならばZ型区域の頂部の水平分が除外されるであろう。

図6の実施例とともに使用可能な横方向ステップアップ訓練の方法を図6に示されている。患者は力板上のマークに対して好みしい位置両足を横方向に開脚を保って初期の第1位置6-1で立つ。患者は、左足を力板の面から上げ、アクセサリ面のマークの位置に置くと、患者は第2位置6-2に位置する。患者は、次の足、すなわち右足を力板の面から上げ、アクセサリ面のマークに因して第3の位置に置くと、患者は第3位置6-3に位置する。以下に説明するように、患者の横方向動きを対応動きにすると、右足は左足に相当するようになる。

図7に示すディスプレー装置は、典型的な通常の患者が横向きのステップアップ運動を行う際に得られたカーソルの軌跡をディスプレーする。力板12、アクセサリ表面11、及びマークの位置がデノスプレー上に概略的に表示されている。

セリ表面区域 1 1、及びマーク 7 2 がディスプレー上に緑略的に表示されている。点 7 3 は横向きのステップアップ運動を開始する前のカーソルの位置を示す。点 7 4 は左足を力板の面から上げたときから、その足をアクセサリ表面上に置くまでのカーソルの軌跡を表している。点 7 5 は、次の足をアクセサリステップ面上に置いた後のカーソルの位置を示す。

図 8 に示すディスプレー装置は横向きのステップアップ運動を行うときの運動目標をディスプレーする。I 型の区域 1 は典型的で通常の調和され、バランスのどれか横向きのステップアップ運動によって得られた力の軌跡の中心に並んでいる。好みしい I 型の区域は、患者の運動の特定の要素を訓練するために適切である。例えば、I 型区域の横方向寸法 8 2 を大きくすると、患者のステップ幅が広くなるように患者を訓練することになり、これに対して、I 型区域の横 8 3 を減少させると、患者がステップアップ運動を行なう度に前方へ後方バランスの精度を高めるように患者を訓練することになる。

図 9、図 6 にそれぞれ示す前向き、横向きのステップアップ運動を行なう際の一連の運動スケジュールを追従することによって、図 2 の実施例に応じた前向き、横向きのステップダウン運動を行なう際の調和とバランスの状態を評価し、バイオフィードバック訓練を行なうことが可能になる。ステップダウン運動に即して言えば、バイオフィードバックのカーソル、運動目標区域、及び好みしい脚の位置はステップアップ運動を行なう場合に使用したものに類似する。ステップダウン時のバランス技術を訓練するには、患者はアクセサリ面 1 1 上の好みしい位置から運動を開始し、続いて力板面 1 2 上の好みしい位置へとステップダウンする。

アクセサリステップ面を力板の表面と共平面ではない位置に配置することも可能である。アクセサリ面を力板の表面にに関して傾斜させると、患者はバランス演習に従事して左に挑戦意欲を起こさであろう。從って、アクセサリ面を傾斜させることとは訓練課題の困難度を増大したり、減少したりするために使用することのできる別の形態が得られる。力板とアクセサリ面上のマークの位置、患者の足によって加えられた方にに関する測定量、及びこれらの測定量を元に因連づけてディスプレーする点は、共平面の、及び傾斜平面のアクセサリ面の場合に類似する。

位置を示す。

図 1 2 に示すディスプレー装置は前向きの階段上昇運動を行うとき好みしい運動目標をディスプレーする。ジグザク型の区域 1 2 は典型的で通常の調和され、バランスのどれか前向きの階段上昇運動を行うときに得られた力軌跡の中心に並んでいる。好みしいジグザク型の運動目標の大きさは患者の階段上昇運動を行うときの運動の特定の要素を訓練するために調節できる。例えば、ジグザク区域の横方向寸法を減少させると、階段上昇運動時に左足の横方向距離を減らされた状態で、患者がバランスを維持し得るようになります。これに対してジグザク区域 1 2 の各部分の横方向寸法を増大させると、患者の歩幅を増大するように患者を訓練することになる。最後に、ジグザク区域の横 1 2 4 を減少させると、階段上昇運動中の患者の横方向バランスの精度を高めることになる。

患者横向きの位置と方法を図 9 の実施例の訓練台上に従って実施することができる。まず患者は可足を横向きにして力板の支持面のマークの好みしい位置に立つ。最初の運動階段では、先行足（ステップに最も近い方の足）を力板支持面から上げて、階段の第 1 レベルに置く。第 2 の運動階段では、次の足を力板から上げてアクセサリ表面のマークの位置に置く。患者は第 2 位臵 3 2 に位置することになる。患者が次の足（右足）を力板支持面から上げて、階段の第 1 レベルに置く。階段の第 1 レベルから階段の第 2 レベルに、更に階段の第 2 レベルから階段の第 3 レベルに登るために、最初の足を上げて新たにレベルに置き、次の足を最初のレベルに置くシーケンスが反復される。患者の横方向の動きを逆転すると、左脚又は右脚を先行足とする事は可能である。

通常の患者が横方向階段上昇運動を行うときは、单一横方向ステップアップ運動の場合と同様にカーソルは直線状の軌跡を走る。しかし、一つの運動目標で全ての距離を移動するよりは、距離はその各部分が一つの階段のレベルに相当するようにいくつかの部分に分割される。従って、3 段レベルの横方向階段上昇運動を行うときの好みしい運動目標は图 1 3 のディスプレー装置に示されているように、3 個の I 型区域にすることである。

上述の横方向運動課題のシーケンスを逆転することによって、前向き、横向

B 横歩の見り通り運動

図 9 に示す本発明例の実施例は、階段を昇降する者のバランスに関する調和の状態を評価し、訓練する目的のものである。取り外し可能な 3 段のアクセサリ階段 1 1 は力板面 1 2 上に取り付けられる。アクセサリ階段の他の四つの角に付けられた支社 1 3 が力板面の前の特定位置に取り付けられ、もってアクセサリの四角を力板面上に固定的に配置する。力板 9 4、階段の第 1 レベル 9 5、第 2 レベル 9 6、及び第 3 レベル 9 7 に表示されたマークは、患者が階段の界隈運動を行うときの足の好みしい監視場所を示すものである。他の好みしい実施例では、アクセサリ階段は高さのレベル数よりも少なくしたり、多くしたりすることができますが、最低限 2 個の段数は必要であり、最大段数は機器の大きさと重量の実用的限界によってのみ制限される。

図 9 の実施例に使用する横歩の準準整り訓練を図 1 0 に図示する。患者は力板の表面のマークの好みしい位置に前向きにして初期の第 1 位置 1 0 1 に立つ。患者は、左足を力板の支持面から上げ、階段の第 1 レベルに置くと、第 2 位臵 1 0 2 の位置となる。患者は、次の足、すなわち右足を力板の支持面から上げ、階段の第 2 レベルに置くと、患者は第 3 位臵 1 0 3 に位置する。患者は、左足を階段の第 1 レベルから上げ、階段の第 3 レベルに置くと、第 4 位臵 1 0 4 の位置となる。患者は、次の足を階段の第 2 レベルから上げ、階段の第 3 レベルに置くと、第 5 の最終位置 1 0 5 の位置となる。

図 1 1 に示すディスプレー装置は、力板の面上の力の中心位置を適切に計算したことにに関する移動中のカーソルがディスプレーする。力板 1 2、アクセサリ表面 1 1、及びマーク 1 1 2 の位置がディスプレー上に概略的に表示されている。点 1 1 3 は典型的な運動の進みが階段を登る前に、患者が 1 位臵を得ていろいろ歩合のカーソルの位置を示す。線 1 1 4 は左足を力板の面から上げて、それを階段の壁にレベルに限くまでの間のカーソルの軌跡を表す。線 1 1 5 は次の足、すなわち右足を力板の面から上げて、それを階段の第 2 レベルの面に置くまでの間のカーソルの軌跡を表す。線 1 1 6 は左足を次の足、すなわち左足を力板の面から上げて、それを階段の第 3 レベルの面に置くまでの間のカーソルの軌跡を表す。線 1 1 7 は階段昇降運動を終了したときのカーソルの

きのステップダウン運動を行なう間に運動を伴併し、バイオフィードバック訓練を行なうことが可能になる。階段の壁（ステップダウン）運動に関する例えば、バイオフィードバックのカーソル、運動目標域、及び好みしい脚の位置は階段上昇運動を行なう場合に使用したものに類似する。患者はカーソルの位置が第 1 位臵の第 3 レベルの初期位置にあって、階段の第 2 レベル、第 1 レベルから力板のレベルへと降りる。

アクセサリ階段レベル面を力板の表面と共平面ではない位置に配置することも可能である。アクセサリ階段前削を力板の表面にに関して傾斜させると、患者はバランス装置に対して見て傾斜意欲を感じであろう。從って、面を傾斜させることによって訓練課題の困難度を増大したり、減少したりするために使用することのできる別の形態が得られる。力板とアクセサリ面上のマークを付す方法、患者の足によって加えられた力に掛ける測定量の測定方法、及びこれらの測定量を運動目標に回連づけてディスプレーする点は、共平面の、及び傾斜したアクセサリ面の場合に類似する。

C 椅子に座り、椅子から立ち上ること

図 1 4 に示す本発明例は椅子の表面に座ってから立ち上がる際のバランスに関する運動の評価と評価し、前進するためのものである。取り外し可能なアクセサリシート面 1 1 が支柱 1 3 によって力板支持面 1 2 上に取り付けられる。力板 1 4 とシート 1 4 との所定位置に付されたマークは、患者が座ったり、立ったりする運動を行なう場合に、脚と背部を最も好みしい位置を表示している。

図 1 4 の実施例に応じた着座行進から立ちする訓練方法を図 1 5 に示す。患者は第 1 位臵 1 5 1 では、臀部と足をシートと力板の表面のマークの好みしい位置に置く。患者が起き運動を行った後は、第 2 位臵 1 5 2 に位置する。

図 1 6 に示すディスプレー装置は、力板の面上の力の中心位置を適切に計算したことにに関する移動中のカーソルのディスプレーする。力板 1 2、アクセサリシート面 1 1、及びマーク 1 6 2 の位置がディスプレー上に概略的に表示されている。点 1 6 3 は典型的な過堂の患者がシート面から逃げる前のカーソルの位置を示す。線 1 6 4 は、患者が足立運動を開始して立ちしたときに位置に達する時間までのカーソルの軌跡を表す。点 1 6 5 は起立運動を終了したときのカ-

ソルの位置を示す。

図1-7に示すディスプレー装置は、起立運動のための好みの運動目標をディスプレーする。区域1-7-1は典型的で通常の要和され、バランスのとれた起立運動を行うときに得られた力の中心の軌跡に基づいたI型の好みの運動目標を示す。好みのI型区域の大きさは患者が椅子から起立する運動を行なうときの特徴の要素を訓練するために調整できる。例えば、I型区域の横方向寸法1-7-2を人さくすると、患者がその脚を背骨に対して一層前に置くと、患者は起立することとの距離をされ、I型区域の幅1-7-3を小さくすると、起立運動中の横方向バランスの精度を高めることになる。

図1-5に示す起立運動課題のシーケンスを巡回すると、図1-4の実施例に応じて患者運動を評価し、バイオフィードバック訓練を行なうことが可能になる。起立運動に関して言えば、バイオフィードバックのカーソル、運動目標区域、及び脚と脛骨の位置は、起立運動を行う場合に用いたものに類似する。別の着座運動では、患者は最初に力板上で適切な座位位置をとり、続いてシート面に着座する。

D. 運動と速度

上述の実験例はバランスに関する要和技能の評価とバイオフィードバック訓練の方法と実施を説明している。これらの検査と方法とともに附加的なディスプレーフ法を用いて患者が上述の複数の運動課題を遂行する場合に、患者の力の強さと速度を評価し、訓練することができる。特に、以下に示す附加的なディスプレーフ法は、ステップ、階段登り、シートアクセス(図2、図9、図1-4)、及びこれらの各アクセス(図3、図1-0、図1-5)に関する運動のための使用しようとするものである。

図1-8に示すディスプレー装置は、患者の脚が及ぼす力の強さと速度に関する量を時間の関数としてディスプレーする。垂直軸1-8-1は一本の脚が及ぼす力に関する量を、水平軸1-8-2は力が加えられる時間をディスプレーしている。ディスプレー装置の好みの実施例では、垂直軸は力を患者の全体重心のバーセンテージとして、水平軸は時間をおもむきで表示する。

図1-8に示すディスプレー装置は、図3に示すステップアップ訓練を行う

間に先行脚がもつている力の軌跡に関する量の軌跡を示している。時間0のときは先行脚がアクセサリステップ面に接触した瞬間に、この脚の力は体重の10%として発生する。先行脚がアクセサリステップ面において身体を上方、前方に加速すると、先行脚の力は体重の100%以上に増大し、次の脚がアクセサリステップ面に接触して体重の1/2を負担すると、体重の50%に低下する。

患者が先行脚での体重を支え、他の脚がアクセサリステップ面に接触していない場合のように、他の脚のステップアップ運動を行なうときには、先行脚が及ぼす力は体重の50%ではなく、100%に差がある。

図1-9に示すディスプレー装置は、通常の典型的な運動課題に基づいた好みのアーチ型の力と速度の運動目標1-9-1をディスプレーする。アーチ型の運動目標区域の大きさは患者がステップアップ運動を行なうときに特定の要素を訓練し得るように調節することができる。例えば、アーチ1-9-1の高さ1-9-2を増大すると、患者はその先行脚の上向きの力の強度を増大するように訓練される。アーチ1-9-1の横方向寸法を減少すると、患者は速度を増大する(時間の短縮)ようになる。アーチ型区域の「門」部分を増大すると、足の力が滑らかになるようになります。運動目標区域の幅1-9-4を減少すると、目標に到達することが一層困難になる。

図1-0に示すディスプレー装置は、図1-0に示す階段登りの運動を行なう間に、交互にステップアップする運動を時間の関数として、先行脚2-0-1と後続脚2-0-2が互いに作用する力の軌跡に関する量の軌跡をディスプレーする。好みの実施例である3段レベルの階段を用いる場合、先行脚2-0-3と後続脚2-0-4はそれぞれ第2の重なり合った力の軌跡が生じる。その他の好みの実施例では、各脚の重なり合った力の軌跡の数は、階段のレベル数に応じて1、又は2以上となる。

図2-1に示すディスプレー装置は、階段登りの訓練を受けている間の、左脚、右脚の好みの強さと速度の運動目標をディスプレーする。アーチ型区域2-1-1、2-1-2は典型的な通常の患者の先行脚と後続脚によつて得られた所産の交互の力の軌跡に基づいている。図2-1の運動目標区域の高さ2-1-3、横方向寸法2-1-4、幅2-1-5、及び「門」部分を調節すると、ステップアップ運動時の先行脚に関する説明した内容と同様に、患者の先行脚と後続脚の力のレベル、速さ、反復性、

及び円滑さを修正するように、患者を訓練することができる。

図1-5に示す着座一起立運動を行なう間に典型的な通常の患者の2本の脚の各ヶが発揮する力の並の軌跡をディスプレーするため図2-0に示したものと同様なディスプレー装置を用いることが可能である。この場合、2本の脚の力を交互に示す代わりに、同時に発揮される。加えて、登り運動を行なう間に体重の100%を超える力を出すではなく、登り運動を行なう間に各脚が及ぼす力は体重の50%を超える、統いて登り運動を完了すると50%に低下する。

図2-0に示すディスプレー装置に類似する運動目標ディスプレー装置を用いて、着座一起立運動を行なう間に2本の脚の各ヶが及ぼす力に関する運動目標をディスプレーすることができる。アーチ型の運動目標区域は、典型的な通常の患者が着座一起立運動を行なう間に得られた軌跡に基づくことができる。従って、各脚は力から出発し、体重の50%よりも大きいレベルに進み、統いて体重の50%に低下する。

バイオフィードバックデノースプレー装置を用いたその他の好みの実施例では、ステップダウン、階段下り、及び着座運動を行なう間に、強さ、速度の経量を訓練することも可能である。

請求の範囲

1. 前の組み合せ体位で患者が運動を行なう間に、バランスを保つ上で重要な運動範囲、強さ、及び速度の経量を評価し、バイオフィードバック訓練を行なう運動調整訓練バイオフィードバック装置において、

検出区域を有し、前記検出区域に及ぼされた力を測定し、その測定値を表示する出力信号を示すする力検出装置と、

前記検出装置に接続して特定位置に取り付けられる複数個の支持臂であって、患者によって前記支持臂に及ぼされる実質的に全ての力を前記検出区域に伝達するようにする支持臂と、

前記検出装置からの出力信号を受信して、前記支持臂にて患者が及ぼした力の位置と規模の量を計算する計算装置と、

前記計算装置が計算した力の位置と規模の量をディスプレーするとともに運動目標に関する付加的な量をディスプレーするディスプレー装置と共に運動調整訓練バイオフィードバック装置、

2. 前記第1の運動調整訓練バイオフィードバック装置において、前記支持臂には患者がその身体の一部分を置くべき位置を表示するためマークが付されていることを特徴とする運動調整訓練バイオフィードバック装置。

3. 第2項の運動調整訓練バイオフィードバック装置において、前記支持臂は力板であり、前記支持臂の支持面は力板に直なり台わない一連の階段状の面であり、前記面はだいにかつ前記力板の表面と異なる平面に並びれ、前記面は前記力板の頂面から上方に向けてその距離が漸進的に大きくなっていく運動調整訓練バイオフィードバック装置。

4. 第3項の運動調整訓練バイオフィードバック装置において、前記力板装置は力板であり、前記支持臂の支持面は力板に直なり台わない一連の階段状の面であり、前記面はだいにかつ前記力板の表面と異なる平面に並びれ、前記面は前記力板の頂面から上方に向けてその距離が漸進的に大きくなっていく運動調整訓練バイオフィードバック装置。

5. 前の組み合せ体位の患者が運動を行なう間に、バランスを保つ上で重要な運動範囲、強さ、及び速度の経量を評価する運動評価装置において、

検査区域を有し、前記検査区域に及ぼされた力を測定し、その測定値を表す出力信号を発する力検出装置と、

前記検査区域に関して検定位置に取り付けられる複数個の支持面であって、患者によって前記支持面に及ぼされる変調的にてての力を前記検査区域に伝達するようにする支持面と、

前記力検出装置からの出力信号を受信して、前記支持面上で患者が及ぼした力の位置と複数の量を計算する計算装置を含んでなる運動評価装置。

6 複数個の支持面上の患者が運動を行う間に、バランス保持上で重要な運動調和、強さ、及び速度の状態を評価する運動評価方法において、

複数個の支持面上の患者が運動を行う間に、バランス保持上で重要な運動調和、強さ、及び速度の状態を評価する運動評価方法において、

前記力検出装置からの出力信号を受信して、前記支持面上に及ぼされた力を測定し、その測定値を表す出力信号を伝達する段階、

前記測定値を表す出力信号を伝達する段階、

患者の身体の一部、又はそれ以上の部分を前記複数の支持面の少なくとも1箇に接触させた初期位置に患者を位置させる段階、

前記支持面上に接触させている身体の部分を上昇させて、同様分部前記複数の支持面の他の支持面上に皆く運動を行うように患者を訓練する段階、

前記運動を行う間に前記力板から連続的に送信されてくる出力信号を受信する段階、及び

前記出力信号を連続的に処理して、前記支持面上に接触させている患者の身体の部分が及ぼす力の量を測定する段階、

7 複数個の支持面上の患者が運動を行う間に、バランス保持上で重要な運動調和、強さ、及び速度の状態を評価し、ハイオフィードバック訓練を行う、運動訓練方法において、

力板上に取り付けられた複数個の支持面にして前記支持面上に及ぼされた力を測定し、その測定値を表す出力信号を伝達する段階、

前記測定値を表す出力信号を伝達する段階、

患者の身体の一部、又はそれ以上の部分を前記複数の支持面の少なくとも1箇に接触させた初期位置に患者を位置させる段階、

前記支持面上に接触させている身体の部分を上昇させて、同部分を前記複数の

支持面の他の支持面上に高く運動を行うように患者を訓練する段階、

前記運動を行う間に前記力板から連続的に送信されてくる出力信号を受信する段階、

前記出力信号を連続的に処理して、前記支持面上に接触させている患者の身体の部分が及ぼす力の量を測定する段階、

測定された量中の1個、又はそれ以上の量を連続的にディスプレーする段階、及び

運動目標に関する1個、又はそれ以上の量をディスプレーする段階を含んでなる運動評価方法。